

**Titre:** Reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique pour  
l'amélioration de la simulation de l'effet de la correction du rachis  
sur l'apparence externe du tronc

**Auteur:** Sébastien Grenier

**Date:** 2011

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Grenier, S. (2011). Reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique pour  
l'amélioration de la simulation de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence  
externe du tronc [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal].  
PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/777/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/777/>

**Directeurs de recherche:** Farida Cheriet, & Stefan Parent

**Programme:** Génie informatique

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISÉE DE LA CAGE THORACIQUE POUR  
L'AMÉLIORATION DE LA SIMULATION DE L'EFFET DE LA CORRECTION DU RACHIS  
SUR L'APPARENCE EXTERNE DU TRONC

SÉBASTIEN GRENIER  
DÉPARTEMENT DE GÉNIE INFORMATIQUE ET GÉNIE LOGICIEL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE INFORMATIQUE)  
DÉCEMBRE 2011

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISÉE DE LA CAGE THORACIQUE POUR  
L'AMÉLIORATION DE LA SIMULATION DE L'EFFET DE LA CORRECTION DU RACHIS  
SUR L'APPARENCE EXTERNE DU TRONC

présenté par : GRENIER Sébastien

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès Sciences Appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. GUIBAULT François, Ph.D., président.

Mme. CHERIET Farida, Ph.D., membre et directrice de recherche.

M. PARENT Stefan, MD, membre et codirecteur de recherche.

M. DUONG Luc, Ph.D., membre.

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier ma directrice de recherche, Farida Cheriet, pour son support et sa confiance tout au long du projet. Elle a su me guider lorsque je ne savais plus où donner de la tête, et elle m'a toujours poussé à aller plus loin dans le projet. Sans elle, le projet ne serait pas là où il est actuellement. Un grand merci aussi au docteur Stefan Parent, mon codirecteur de recherche, pour la qualité de ses commentaires sur le projet.

Je tiens à remercier François Guibault, président du jury, et Luc Duong, membre externe, d'avoir accepté d'évaluer mon travail, et ce, malgré leurs horaires chargés.

Je voudrais remercier aussi les membres du laboratoire LIV4D, sans qui cette expérience n'aurait pas été la même. Je pense notamment à David Thivierge-Gaulin, Najat Chihab, Lama Séoud et Kondo-Claude Assi pour leur support et leur aide. Je ne peux oublier non plus Séverine Habert, Rola Harmouche, Mathias Adankon, Zahra Chanbi, Nesrine Zaglam, Hervé Lombaert, Fouzi Benboujja, Rafik Bouzerak et Nicolas Piché avec qui j'ai pu enrichir ma culture personnelle. Merci à notre associé de recherche, Philippe Debanné, pour son support et son aide très précieuse. Merci aux stagiaires qui nous ont quitté, Jérémie Coquet et Fabian Lecron, avec qui j'ai eu le plaisir de discuter et blaguer.

Je tiens à remercier les Fonds Québécois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) de m'avoir remis une bourse d'études.

Aussi, un grand merci à mon cher ami, Philippe Malo, pour m'avoir épaulé, diverti et supporté pendant les moments les plus sombres.

Finalement, un merci très spécial à ma famille pour leur soutien inconditionnel et leurs encouragements. Sans vous, je ne serais pas où je suis, ni qui je suis, aujourd'hui. Merci.

## RÉSUMÉ

Afin de procéder à une évaluation clinique de la scoliose, les cliniciens se réfèrent souvent à l'angle de Cobb. Celui-ci ne représente malheureusement que la courbure mesurée sur un plan. De plus, les déformations que subit la cage thoracique ne sont pas toujours corrélées à celle de la colonne vertébrale. Plusieurs techniques ont été proposées afin de fournir au clinicien une information quant à la configuration tridimensionnelle de la cage thoracique. Cependant, il doit souvent se limiter à la correction de la colonne vertébrale, ce qui peut entraîner une persistance des gibbosités après l'opération. Un simulateur permettant de prédire l'effet d'une correction du rachis sur l'apparence externe du tronc serait très utile dans la planification de la chirurgie. Le chirurgien pourra ainsi déterminer la stratégie opératoire qui pourra non seulement redresser la colonne mais réduire les gibbosités qui affectent aussi l'apparence externe du patient. Par contre, les modèles tridimensionnels de la cage thoracique existants ne sont pas complètement personnalisés au patient, et donc limitent la précision des résultats de simulation. L'objectif de ce projet est de développer une nouvelle technique de reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique, afin d'améliorer les résultats de simulation de la propagation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc.

Les méthodes actuelles de reconstructions 3D de la cage thoracique ne sont pas précises et n'ont pas été validées avec des modèles représentant fidèlement une cage thoracique en position debout. Dans la littérature, la plupart des modèles de références sont obtenus par tomodensitométrie, qui s'effectue en position couchée. Ces modèles sont donc difficilement recommandables pour une validation clinique des méthodes de reconstruction 3D de la cage thoracique à partir de radiographies acquises en position debout. De plus, ces techniques n'offrent que des reconstructions de cage thoracique par modèles filaires, ou des reconstructions surfaciques par déformation de modèles génériques. Ces modèles ne sont pas adéquats dans un contexte de simulation personnalisée, où le but ultime est de planifier la meilleure stratégie à effectuer afin d'obtenir la meilleure correction à l'interne bien sûr, mais surtout à l'externe puisque c'est un facteur important de satisfaction chez le patient.

Une nouvelle méthode a été proposée afin de pallier ces problèmes. Celle-ci se base uniquement sur les radiographies standards, soit la radiographie postéro-antérieure à 0° et la radiographie latérale. Premièrement, une détection semi-automatique des côtes est effectuée sur la radiographie postéro-antérieure, et une identification interactive d'un ensemble de points sur les côtes visibles est faite sur la radiographie latérale. Ensuite, une reconstruction automatique des côtes est réalisée par une mise en correspondance de ces points sur deux vues. De plus, les côtes non détectées sur la radiographie latérale, qui sont en général les côtes de la partie supérieure de la cage thoracique,

sont prédites à partir des côtes inférieures, ce qui constitue l'originalité de cette méthode. Finalement, une surface est générée le long de la ligne médiane reconstruite. Cette surface représente l'épaisseur réelle de la côte, et sert de point d'ancrage pour les tissus mous lors des simulations de la correction du rachis.

Une validation rigoureuse fut menée, grâce à un modèle de cage thoracique synthétique représentant une vraie cage thoracique en position debout. Cela n'a jamais été fait auparavant. Trois sévérités de déformations ont été considérées, soit  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  et  $40^\circ$  d'angle de Cobb thoracique droite. Dans chacun des cas, le modèle a été numérisé à l'aide d'un appareil de mesure tridimensionnelle et des radiographies ont été acquises. Des reconstructions effectuées par la nouvelle méthode et l'ancienne méthode de reconstruction de la cage thoracique utilisée à l'hôpital Sainte-Justine ont été comparées aux numérisations du modèle synthétique. La méthode proposée offre une erreur moyenne de 11,95 mm ( $\pm 6,56$  mm), 9,30 mm ( $\pm 5,86$  mm) et 8,27 mm ( $\pm 5,16$  mm), comparativement à l'ancienne méthode qui offre une erreur moyenne de 23,98 mm ( $\pm 11,09$  mm), 11,80 mm ( $\pm 6,56$  mm) et 14,05 mm ( $\pm 9,59$  mm), respectivement pour les configurations à  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  et  $40^\circ$ . De plus, des simulations ont été effectuées sur trois patients afin de déterminer si la cage thoracique obtenue par la nouvelle méthode améliore les résultats. Les résultats obtenus ont clairement démontré qu'une reconstruction précise de la cage thoracique améliore significativement les résultats de simulation.

La principale contribution de ce projet réside dans le fait que la méthode proposée permet de faire une évaluation clinique fiable des déformations de la cage thoracique. L'amélioration de la précision de la reconstruction 3D et la personnalisation plus complète de la cage thoracique permettent non seulement cela, mais ouvrent aussi la voie à différentes opportunités. Notamment, la simulation de la chirurgie des côtes, la reconstruction des poumons ou même l'étude de la corrélation entre la structure osseuse interne et la surface externe du tronc bénéficierait grandement d'une cage thoracique personnalisée. Tous ces projets, globalement, contribuent à diminuer la quantité de radiation infligée aux patients, car ceux-ci auront de moins en moins à subir de radiographies afin de faire un suivi clinique.

## ABSTRACT

To evaluate scoliosis severity in the clinical setting, clinicians often refer to the Cobb angle. Unfortunately, this angle only represents a curve on a plane. Furthermore, the deformities sustained by the rib cage are not always correlated to those of the spine. Many techniques have been proposed to help the clinician by providing information about the three dimensional configuration of the rib cage. However, he must sometimes only correct the spine and rib humps may persist. A simulator predicting the effects of a spine correction on the external appearance of the trunk would be useful to plan the surgery. However, three dimensional rib cage models used are not fully personalised to each patient, thus limiting the precision of the results of the simulation. The goal of this project is to develop a new method for personalised 3D reconstruction of the rib cage, in order to improve the results of simulating the propagation of the spinal correction to the external trunk.

Current methods of 3D reconstruction of the rib cage are not precise and have not been validated with models that faithfully represent a rib cage in standing position. In the literature, most reference models are obtained by computed tomography (CT) scans, which are acquired in supine position. Such models are thus inappropriate for a clinical assessment of the 3D reconstruction methods based on radiographs acquired in standing position. Furthermore, the existing methods only provide the reconstruction of the rib midlines or complete 3D rib cage models obtained by deforming generic models. These reconstructions are not adequate in the context of personalized simulation, where the ultimate goal is to plan the clinical strategy providing the best correction both of the internal structures and of the external appearance of the trunk, the latter being the main factor contributing to patient satisfaction.

We have proposed a new method in order to address these problems. This method is based only on the two standards radiographs, i.e. the postero-anterior view at  $0^\circ$  and the lateral view. First of all, a semi-automatic detection of the ribs is done on the postero-anterior radiograph, followed by an interactive identification of a set of points on the visible ribs in the lateral view. Then, an automatic reconstruction of the ribs is performed by means of stereo matching points. The originality of this method is that it can predict the undetected ribs in the lateral view, which are mostly those of the upper section of the rib cage, based on the reconstruction of the lower ribs. Finally, a surface is generated along the rib's 3D midline. This surface represents the real thickness of the rib and serves as an anchor for the attachment of soft tissues during the simulation of the spine correction's effect on the whole trunk.

A thorough validation was conducted with the help of a synthetic rib cage model. This model represents a real rib cage in standing position. This kind of validation has never been done before. Three cases of scoliotic deformation were considered, namely  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  and  $40^\circ$  of right-thoracic

Cobb angle. In each case, the model was digitized with a coordinate measuring machine and radiographed. 3D reconstructions of the rib cage obtained by the proposed method and the existing method used at Sainte-Justine Hospital were compared to the digitized model. The new method yields mean errors of 11,95 mm ( $\pm 6,56$  mm), 9,30 mm ( $\pm 5,86$  mm) and 8,27 mm ( $\pm 5,16$  mm), compared to the old method which yields mean errors of 23,98 mm ( $\pm 11,09$  mm), 11,80 mm ( $\pm 6,56$  mm) and 14,05 mm ( $\pm 9,59$  mm), for the  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  and  $40^\circ$  deformations, respectively. Furthermore, simulations were performed on three patients to determine if the rib cage produced by the new method improves the results of the simulator. The results clearly demonstrated that a precise reconstruction of the rib cage significantly improves the simulation results.

The main contribution of this project lies in the fact that the new method allows a reliable clinical assessment of rib cage deformities. In addition, the enhanced precision of the 3D reconstruction and the more complete personalization of the rib cage model open up new possibilities. In particular, the simulation of other surgical interventions such as rib resection and lung reconstruction, as well as studies on the relationship between internal bone structures and external trunk shape, could all benefit from a personalized rib cage. Globally, all these projects contribute to reducing the amount of radiation inflicted to patients because less radiographs will be required in order to make a clinical follow up.



## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS . . . . .	iii
RÉSUMÉ . . . . .	iv
ABSTRACT . . . . .	vi
TABLE DES MATIÈRES . . . . .	viii
LISTE DES TABLEAUX . . . . .	x
LISTE DES FIGURES . . . . .	xi
LISTE DES ANNEXES . . . . .	xv
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS . . . . .	xvi
INTRODUCTION . . . . .	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE . . . . .	5
1.1 Principe de base de reconstruction 3D . . . . .	5
1.1.1 Modèle de formation d'image . . . . .	5
1.1.2 Calibrage de caméra . . . . .	7
1.1.3 Mise en correspondance de points . . . . .	12
1.2 Reconstruction avec modèle filaire . . . . .	15
1.2.1 Méthode PA-0 PA-20 . . . . .	15
1.2.2 Méthode PA-0 LAT . . . . .	20
1.3 Reconstruction avec modèle complet . . . . .	23
1.3.1 SSM (Statistical shape model) . . . . .	23
1.3.2 MPPCA (Mixture of Probabilistic Principal Component Analyzers) . . . . .	26
1.3.3 Alignement de primitives . . . . .	27
1.4 Objectifs de recherche . . . . .	30
CHAPITRE 2 DÉMARCHES DE L'ENSEMBLE DU TRAVAIL DE RECHERCHE ET ORGANISATION GÉNÉRALE DU DOCUMENT INDIQUANT LA COHÉRENCE DES ARTICLES PAR RAPPORT AUX OBJECTIFS DE LA RECHERCHE . . . . .	32

CHAPITRE 3	ARTICLE 1 : PERSONALIZED 3D RECONSTRUCTION OF THE RIB CAGE FOR CLINICAL ASSESSMENT OF TRUNK DEFORMITIES . . . . .	33
3.1	Abstract . . . . .	33
3.2	Introduction . . . . .	33
3.3	Materials and Methods . . . . .	36
3.3.1	Data Acquisition . . . . .	36
3.3.2	3D Reconstruction of the Spine and the Lower Rib Cage . . . . .	37
3.3.3	3D Reconstruction of the Upper Rib Cage . . . . .	38
3.3.4	Generation of the Contour Surface . . . . .	40
3.4	Validation Method . . . . .	41
3.4.1	Gold Standard . . . . .	41
3.4.2	Comparison with the LAT-RM . . . . .	42
3.4.3	Comparison with the PA20-RM . . . . .	43
3.5	Results . . . . .	43
3.5.1	Gold Standard . . . . .	43
3.5.2	Comparison with the LAT-RM . . . . .	44
3.5.3	Comparison with the PA20-RM . . . . .	44
3.6	Discussion . . . . .	44
3.7	Conclusion . . . . .	47
CHAPITRE 4	SIMULATION PHYSIQUE DE L'EFFET DE LA CHIRURGIE DU RACHIS SUR L'APPARENCE EXTERNE . . . . .	52
4.1	Description du simulateur . . . . .	52
4.1.1	Acquisition et reconstruction 3D de la surface externe . . . . .	52
4.1.2	Génération du maillage tétraédrique . . . . .	53
4.1.3	Modélisation de la procédure chirurgicale . . . . .	56
4.2	Résultats . . . . .	58
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE . . . . .	70
CHAPITRE 6	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS . . . . .	74
6.1	Synthèse des travaux . . . . .	74
6.2	Améliorations futures . . . . .	75
RÉFÉRENCES	. . . . .	77
ANNEXES	. . . . .	83

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	Propriétés de la matrice fondamentale (Adapté de [18]) . . . . .	15
Tableau 3.1	Number of reconstructed rib pairs for each thoracic level. . . . .	44
Tableau 4.1	Erreurs absolues moyennes du BSR et de la gibbosité pour les trois patients simulés . . . . .	59
Tableau 4.2	Coefficients de Pearson du BSR et de la gibbosité pour les trois patients . .	59
Tableau 5.1	Nombre et longueur de débordement selon chaque portion de côte . . . . .	71

## LISTE DES FIGURES

Figure 1	Illustration d'une mesure d'angle de Cobb. Trois angles sont mesurés, une pour chaque courbure de la colonne vertébrale. (Tirée de Wikimedia Commons, "File :Scoliosis_cobb.gif" [En ligne], <i>Wikimedia Commons</i> , 2010. Disponible : <a href="http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scoliosis_cobb.gif">http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scoliosis_cobb.gif</a> . [Consulté le 2011/08/29]. ©2005 Skoliose-Info_forum.de. Dans le domaine public.) . . . . .	1
Figure 1.1	Illustration du modèle de caméra sténopé . . . . .	6
Figure 1.2	Plaque de calibrage du système radiographique à rayon X (Tirée de F. Cheriet, J. Dansereau, Y. Petit, C. É. Aubin, H. Labelle, et J. A. De Guise, "Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage," <i>International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence</i> , vol. 13, no. 5, pp. 761-779, 1999. ©World Scientific. Reproduit avec permission.) . . . .	11
Figure 1.3	Veste de calibrage pour la méthode d'auto-calibrage (Tirée de F. Cheriet, C. Laporte, S. Kadoury, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel System for the 3-D Reconstruction of the Human Spine and Rib Cage From Biplanar X-Ray Images," <i>IEEE Transaction on Biomedical Engineering</i> , vol. 54, no. 7, pp. 1356-1358, 2007. ©IEEE. Reproduit avec permission.) . . . . .	12
Figure 1.4	Géométrie de points correspondants . . . . .	14
Figure 1.5	Tangente commune entre deux régions parallèles à la droite épipolaire (Tirée de J. Dansereau et I. A. F. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," <i>Journal of Biomechanics</i> , vol. 21, no. 11, pp. 893-901, 1988. ©Elsevier Ltd. Reproduit avec permission.) . . . . .	16
Figure 1.6	Vues frontales et latérales d'une reconstruction de cage thoracique (Tirée de J. Dansereau et I. A. F. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," <i>Journal of Biomechanics</i> , vol. 21, no. 11, pp. 893-901, 1988. ©Elsevier Ltd. Reproduit avec permission.) . . . . .	17
Figure 1.7	Transformations géométriques pour la correction du déplacement. . . . .	19

Figure 1.8	Extraction de la tête costale (étoile noire) et du tubercule (carré noir) d'une côte typique. a) Représentation anatomique des articulations costo-vertébrales. b) Modèle 3D complet de vertèbres (gris pâle) avec les facettes articulaires (gris foncé) et les points d'insertions de la côte. (Adaptée de L. Seoud, F. Cheriet, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel Method for the 3-D Reconstruction of Scoliotic Ribs From Frontal and Lateral Radiographs," <i>IEEE Transaction on Biomedical Engineering</i> , vol. 58, no. 5, pp. 1135-1146, 2011. ©IEEE. Reproduit avec permission.) . . . . .	21
Figure 1.9	Étape de raffinement. (Tirée de L. Seoud, F. Cheriet, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel Method for the 3-D Reconstruction of Scoliotic Ribs From Frontal and Lateral Radiographs," <i>IEEE Transaction on Biomedical Engineering</i> , vol. 58, no. 5, pp. 1135-1146, 2011. ©IEEE. Reproduit avec permission.) . . . . .	22
Figure 1.10	a) Discordance de contour et b) problème de mise à l'échelle. ( Tirée de J. Dworzak, H. Lamecker, J. von Berg, T. Klinder, C. Lorenz, D. Kainmüller, H. Seim, H.-C. Hege, et S. Zachow, "3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model," <i>International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery</i> , vol. 5, no. 2, pp. 111-124, 2010. ©Springer. Reproduit avec permission.) . . . . .	25
Figure 1.11	a) PA-0 initiale, b) détection de contour et c) calcul de distance. d) LAT initiale, e) détection des points extrêmes des côtes et f) cage thoracique segmentée. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," <i>Computer Graphics and Applications, IEEE</i> , vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.) . . . . .	28
Figure 1.12	a) Demi-tores initiaux, b) suppression des parties antérieures superflues et c-f) alignement des demi-tores. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," <i>Computer Graphics and Applications, IEEE</i> , vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.) . . . . .	29
Figure 1.13	a-c) Mise à l'échelle des grappes radiales, d) cage thoracique après mise à l'échelle, e) alignement sur la vue latérale et f) cage thoracique finale. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," <i>Computer Graphics and Applications, IEEE</i> , vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.)	30
Figure 3.1	Rib segmentation in the PA-0 (a) and LAT (b) views. . . . .	38

Figure 3.2	Mean and standard deviation of the ribs' plane by thoracic level. . . . .	39
Figure 3.3	Definition of a rib area. . . . .	40
Figure 3.4	Generation of the Contour Surface. . . . .	41
Figure 3.5	Reconstruction of a typical rib cage. . . . .	43
Figure 3.6	Evaluation of the distance between the gold standard and the proposed method (left column) and between the gold standard and the PA20-RM (right column) for the $0^\circ$ , $20^\circ$ and $40^\circ$ configurations (top, middle and bottom). .	49
Figure 3.7	Comparison of the reconstructed ribs with the proposed method (blue) and the PA20-RM (red), for a typical patient, in the frontal view (a), sagittal view (b) and axial view (c). . . . .	50
Figure 3.8	Tetrahedral mesh representing the external trunk surface (green), the soft tissues (green) and the internal bone structures (red). . . . .	50
Figure 3.9	Rib Hump for the real external trunk surface (plain line), the simulated external trunk with our proposed method (dashed line) and the simulated external trunk surface with the PA20-RM (line with asterisks) [16, 27]. . .	51
Figure 4.1	Système de caméra Inspeck (Tirée du LIV4D) . . . . .	53
Figure 4.2	a) Maillage obtenu avec Inspeck sans texture et b) avec texture. . . . .	54
Figure 4.3	a) Maillage Inspeck original et b) remaillé avec FastRBF. . . . .	55
Figure 4.4	a) Schéma de maillage et b) résultat de vraies côtes. . . . .	60
Figure 4.5	Coupe transversale du maillage tétraédrique généré par TetGen . . . . .	61
Figure 4.6	a-c-e) Iso-contour des cages thoraciques obtenues par krigeage et b-d-f) iso-contour des cages thoraciques obtenues par la nouvelle méthode, pour les patients 1 à 3 respectivement. . . . .	62
Figure 4.7	Comparaison des topographies de surfaces a) préopératoire, b) postopératoire simulée avec la cage thoracique obtenue par krigeage, c) postopératoire simulée avec la nouvelle cage thoracique et d) postopératoire réelle pour la patient 1. e-h) Idem pour le patient 2. i-l) Idem pour le patient 3. . .	63
Figure 4.8	Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 1). . . . .	64
Figure 4.9	Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 2). . . . .	65
Figure 4.10	Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 3). . . . .	66

Figure 4.11	Patient 1 - Corrélacion entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélacion entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). . . . .	67
Figure 4.12	Patient 2 - Corrélacion entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélacion entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). . . . .	68
Figure 4.13	Patient 3 - Corrélacion entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélacion entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). . . . .	69

## LISTE DES ANNEXES

Annexe A	DÉFINITION ALGÈBRIQUE DE LA MATRICE FONDAMENTALE . . .	83
----------	--	----



## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
BSR	Back surface rotation (Rotation du dos)
CT	<i>Computer tomography</i> (Tomodensitométrie)
DLT	<i>Direct linear transform</i> (Transformé linéaire directe)
<i>et coll.</i>	et collaborateur
IRM	Imagerie par résonance magnétique
L1 ... L5	Vertèbres lombaires 1 à 5
LAT	Radiographie latérale
LIV4D	Laboratoire d'imagerie et de vision 4D
MEF	Méthode des éléments finis
MMR	Modèle masses-ressorts
MPPCA	<i>Mixture of probabilistic principal component analysers</i> (Mixture d'analyseur en composante principale probabiliste)
PA-0	Radiographie postéro-antérieure à 0°
PA-20	Radiographie postéro-antérieure à 20°
SIA	Scoliose Idiopathique Adolescente
SSM	<i>Statistical shape model</i> (Modèle de forme statistique)
T1 ... T12	Vertèbres thoraciques 1 à 12

## INTRODUCTION

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette maladie survient surtout à l'adolescence, avec une prévalence de 4,5% de la population adolescente [1]. Elle peut être causée par une maladie ou une malformation, mais elle est généralement idiopathique, c'est-à-dire d'origine inconnue. Dans la majorité des cas, ce sont les filles qui sont atteintes de scoliose, dans une proportion de quatre filles pour un garçon.

Le diagnostic le plus fréquent est effectué en clinique et consiste à mesurer la gibbosité, saillie de la cage thoracique dans le dos, ou la déformation des épaules. Le praticien peut ensuite procéder à son évaluation à l'aide d'une radiographie frontale, dite postéro-antérieure à 0° (PA-0). Il effectue la mesure de l'angle de Cobb, angle formé à partir de l'intersection de deux droites tangentes, l'une provenant du plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et l'autre du plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure, situées aux différents point d'inflexion de la colonne vertébrale (Figure 1). Cet angle permet de définir la sévérité de la scoliose.

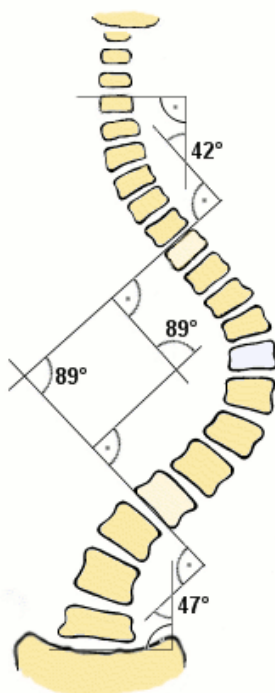


Figure 1 Illustration d'une mesure d'angle de Cobb. Trois angles sont mesurés, une pour chaque courbure de la colonne vertébrale. (Tirée de Wikimedia Commons, "File :Scoliosis\_cobb.gif" [En ligne], *Wikimedia Commons*, 2010. Disponible : [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scoliosis\\_cobb.gif](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scoliosis_cobb.gif). [Consulté le 2011/08/29]. ©2005 Skoliose-Info\_forum.de. Dans le domaine public.)

Sans traitement, la scoliose peut entraîner de lourdes conséquences, telles que des problèmes respiratoires ou même cardiaques. Trois types de traitement sont possibles, selon le degré de sévérité de la scoliose. Pour une déformation mineure ( $<20^\circ$ ), un simple suivi est nécessaire afin de s'assurer que la scoliose ne progresse trop. Dans le cas d'une déformation modérée ( $<40^\circ$ ), un traitement par corset est effectué. Le corset permet d'arrêter la progression de la scoliose. Finalement, lors de cas sévères, le patient peut subir une chirurgie qui consiste en un redressement du rachis. Elle consiste à appliquer une ou plusieurs stratégies, telles qu'une dérotation vertébrale, puis à maintenir la colonne vertébrale fixe à l'aide de tiges métalliques. Le choix d'une stratégie optimale est tellement difficile que les chirurgiens ressentent de plus en plus le besoin pour des simulateurs numériques qui pourraient les aider à mieux planifier la chirurgie.

Depuis déjà plusieurs années, de nombreux chercheurs ont développé des techniques de simulation de chirurgie. Deux types de modélisation physique ressortent le plus souvent, soit la méthode des éléments finis (MEF) et le modèle masses-ressorts (MMR). La méthode par éléments finis est une méthode numérique permettant de résoudre approximativement une équation aux dérivées partielles. Ces équations sont présentes dans le domaine de la mécanique des milieux continus, domaine qui permet de représenter le comportement des déformations élastiques d'un objet soumis à différentes forces et contraintes. Elle est très utilisée dans le domaine de l'ingénierie, puisqu'elle est très précise. Cependant, elle est aussi très complexe à implémenter et les calculs lui étant associés sont très lourds. Plusieurs chercheurs ont proposé des solutions pour accélérer les temps de calcul [2, 3, 4, 5]. Malheureusement, ces optimisations se font souvent au détriment de la précision de la méthode.

Lorsqu'une simulation en temps réel est requise, le modèle masses-ressorts est la méthode de simulation la plus souvent utilisée. Celle-ci représente tous les nœuds d'un maillage comme étant des masses et leurs interactions comme étant des ressorts. Par contre, elle ne se base pas sur la continuité de la matière, ce qui fait qu'elle est moins précise. Néanmoins, sa simplicité et sa rapidité font d'elle une technique très populaire, surtout pour la simulation de vêtements [6, 7] et de cheveux [8]. De plus, en utilisant différentes rigidités de ressorts et des contraintes de volume de prismes formés entre les surfaces triangulées, Lee *et coll.* ont réussi à modéliser une animation faciale [9]. Cependant, la faiblesse de cette méthode réside dans l'identification des paramètres mécaniques, car ceux-ci sont difficilement identifiables.

Des simulateurs pour la chirurgie du rachis et de la cage thoracique ont déjà été mis au point [10, 11]. Ceux-ci utilisent la MEF afin d'avoir une excellente précision sur les déformations liées aux chirurgies. Cependant, ils ne simulent que les corrections internes subies par la cage thoracique. Lorsque vient le temps de planifier sa stratégie opératoire, le chirurgien doit se fier à son expérience afin de prédire le résultat de la chirurgie sur l'apparence externe du patient. Malheureusement, la déformation de la cage thoracique n'est pas toujours bien corrigée et la gibbosité peut demeurer

présente. L'apparence externe est difficile à prédire, et cela est très important, car c'est un critère de satisfaction majeur des patients [12, 13]. Donc, un outil permettant la prédiction de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc est primordial pour les chirurgiens.

Un tel outil a déjà été développé [14]. Celui-ci se base sur l'approche de Teschner *et coll.* [15]. Leur modèle, basé sur des principes de conservation d'énergie, peut s'appliquer autant à des maillages surfaciques qu'à des maillages volumiques. Chaque point du maillage est considéré comme une masse, de la même façon que le MMR, puis les forces sur chaque point sont obtenues à partir du potentiel d'énergie de ceux-ci. Ces forces permettent de préserver la distance, l'aire et le volume entre chaque point. Cependant, ce simulateur utilise des modèles filaires de cage thoracique, et ceux-ci ne sont pas adéquats pour une simulation fiable. En effet, les modèles obtenus à partir de la méthode standard de reconstruction 3D de cage thoracique développée par Dansereau *et coll.* [16] nécessitent parfois d'être modifiés afin d'être compatibles avec la topographie de surface externe du patient, acquise au préalable.

De plus, Séoud *et coll.* [17] ont démontré que la méthode standard de reconstruction de la cage thoracique [16] n'est pas précise en raison de la faible disparité entre les vues utilisées. Ils ont proposé une nouvelle méthode basée sur les deux vues standards, soit postéro-antérieure à 0° et latérale, qui améliore la fiabilité de la reconstruction. Cependant, cette méthode utilise une détection manuelle de la ligne centrale des côtes, ce qui laisse place aux erreurs humaines. De plus, la technique ne permet pas de reconstruire les côtes qui sont cachées par des éléments superposés sur la radiographie latérale, tels que les bras. Donc, une nouvelle méthode permettant de reconstruire la cage thoracique complète de façon personnalisée est requise afin d'assurer une fiabilité des résultats du simulateur de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe du tronc.

L'objectif de ce projet est de développer et de valider une nouvelle technique de reconstruction de la cage thoracique qui permet une évaluation précise de la déformation des côtes ainsi que l'amélioration des simulations de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe du tronc. Pour ce faire, la nouvelle méthode doit répondre aux exigences suivantes :

- Ne pas augmenter la quantité de radiation infligée au patient,
- Offrir une reconstruction personnalisée de la cage thoracique,
- Améliorer les résultats de la simulation physique de l'effet de la chirurgie du rachis sur l'apparence externe en permettant l'attachement de tissus mous aux côtes,
- Être applicable en clinique en assurant un temps de réponse pour une simulation interactive.

Le présent mémoire rapporte le travail effectué et la démarche scientifique qui a permis de réaliser la nouvelle technique de reconstruction de la cage thoracique. Il est divisé en six chapitres. Le premier chapitre fait état des différentes techniques existantes qui ont été développées pour la reconstruction 3D de la cage thoracique. Le second chapitre explique la démarche du travail ainsi que l'organisation générale du document indiquant la cohérence de l'article par rapport aux objec-

tifs de la recherche. Le troisième chapitre présente l'article soumis à la revue *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* à l'automne 2011. Le quatrième chapitre fait part des différents tests et résultats de simulation physique obtenus avec les nouvelles modélisations 3D de cage thoracique. Le cinquième chapitre discute des forces et limites de la nouvelle technique développée au cours de ce projet. Finalement, le sixième chapitre conclut avec des recommandations pour les travaux futurs.

## CHAPITRE 1 : REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente les deux grandes catégories de méthodes proposées pour la reconstruction 3D de la cage thoracique. Il est décomposé en quatre sections principales. La première porte sur les principes de base de la reconstruction 3D. La seconde section couvre en détails les différentes techniques de reconstruction de la cage thoracique par modèle filaire. La troisième porte sur la reconstruction de la cage thoracique par modèle 3D complet. Finalement, la quatrième section divulgue les objectifs du projet de recherche en lien avec les méthodes présentées.

### 1.1 Principe de base de reconstruction 3D

Cette section présente les principes de bases reliés à la reconstruction d'objet tridimensionnel à partir d'un système à vues multiples. Plus particulièrement, le modèle de formation d'image d'un système à rayon X est présenté. Ensuite, le calibrage de caméra est expliqué. Finalement, la mise en correspondance de points est exposée.

#### 1.1.1 Modèle de formation d'image

Un système radiographique à rayon X est composé d'une source de rayons ainsi qu'un film. Contrairement à une caméra standard où l'objet visualisé et le plan image sont situés de chaque côté du centre de projection, un objet visualisé par un système à rayon X se situe entre le centre de projection et le plan image, respectivement la source de rayon X et le film. Néanmoins, le modèle mathématique reste le même. Ce dernier est le modèle du sténopé, qui est le modèle le plus utilisé pour représenter une caméra. Ce modèle consiste à faire passer tous les rayons lumineux à travers un petit trou, le sténopé. L'image ainsi obtenue est inversée par rapport à l'objet observé.

Considérons tout d'abord le système de coordonnées suivant : un système orthogonal dont l'origine du repère est le centre de projection et l'axe Z, ou axe optique, est perpendiculaire au plan image. Ce dernier se situe à une distance  $f$  du centre de projection, appelée distance focale. Le point d'intersection entre l'axe optique et le plan image est le point principal, aussi nommé centre optique, et définit l'origine du repère 2D dans ce plan.

Soit le point 3D P ayant les coordonnées  $(X, Y, Z)$ , et son image 2D Q dans le plan de projection ayant les coordonnées  $(x, y)$ .

Les coordonnées du point Q dans le plan image peuvent être obtenues à partir des coordonnées du point P à l'aide de la propriété des triangles semblables :

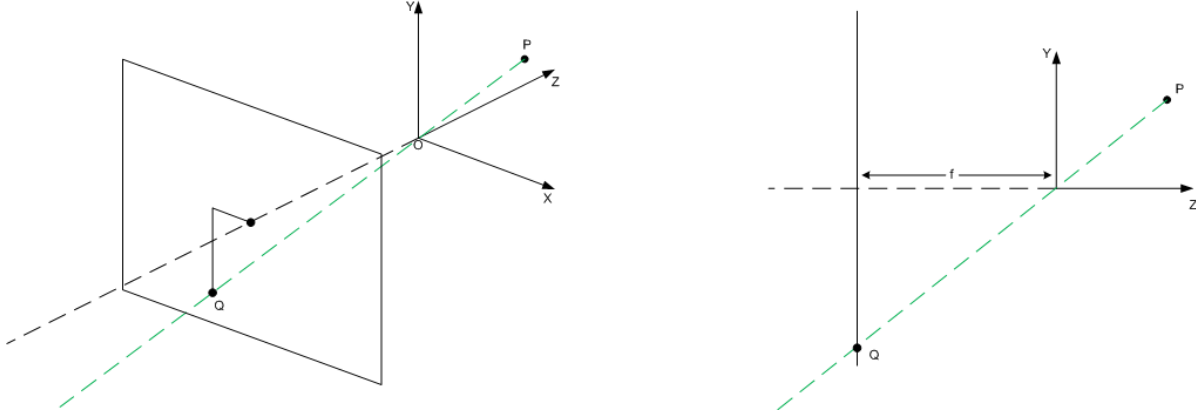


Figure 1.1 Illustration du modèle de caméra sténopé

$$\begin{aligned}\frac{x}{f} &= \frac{X}{Z} \Leftrightarrow x = f \frac{X}{Z} \\ \frac{y}{f} &= \frac{Y}{Z} \Leftrightarrow y = f \frac{Y}{Z}\end{aligned}\tag{1.1}$$

L'équation 1.1 a été simplifiée en considérant le plan image en avant du centre de projection, ce qui justifie l'absence du signe négatif sur  $f$ . Elle peut être représentée par une opération matricielle grâce aux coordonnées homogènes :

$$\begin{bmatrix} wx \\ wy \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}\tag{1.2}$$

Cependant, cela n'est qu'une version simplifiée du modèle du sténopé. En effet, plusieurs phénomènes doivent être pris en compte afin d'avoir un modèle mathématique qui représente fidèlement la réalité. Premièrement, lors de la numérisation des images, c'est-à-dire de la conversion du signal analogique provenant des capteurs au format numérique dans une matrice de pixels, le rapport d'aspect de cette matrice n'est pas nécessairement 1. Cela entraîne une mise à l'échelle dans l'une ou l'autre des dimensions. Afin de corriger ce problème, un facteur  $\alpha$  peut être introduit sur une des coordonnées. Cela se généralise par l'introduction de deux distances focales,  $f_x$  et  $f_y$ , dont le rapport équivaut au facteur  $\alpha$ . L'équation 1.2 devient alors :

$$\begin{bmatrix} wx \\ wy \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & 0 \\ 0 & f_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}\tag{1.3}$$

Deuxièmement, le système d'axes associé à la numérisation n'est pas nécessairement orthogo-

nal. Il se peut que la grille de pixel soit légèrement oblique. Ce facteur, modélisé par un cisaillement, peut être représenté par un facteur  $s$ , modifiant ainsi l'équation 1.3 :

$$\begin{bmatrix} wx \\ wy \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & s & 0 \\ 0 & f_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

En général, pour un système radiographique à rayon X, ce paramètre  $s$  vaut 0. Finalement, il a été considéré jusqu'à présent que l'origine du système d'axes de la grille de pixel soit le centre optique. Or, cela n'est pas toujours le cas. En effet, il est possible que l'origine soit définie par un coin de la grille. Il faut donc effectuer une translation afin de positionner les pixels selon le bon repère. L'équation 1.4 devient donc :

$$\begin{bmatrix} wx \\ wy \\ w \end{bmatrix} = K \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & s & x_0 \\ 0 & f_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

La matrice  $K$  nouvellement identifiée correspond aux paramètres intrinsèques de la caméra. Ces paramètres sont propres à la caméra et indépendants du monde extérieur. Pour obtenir une reconstruction dans le repère monde, il faut tenir compte d'autres paramètres. Ceux-ci sont nommés paramètres extrinsèques, et correspondent à la position relative de la caméra par rapport au repère monde. Ils sont exprimés par une translation et une rotation du repère monde au repère caméra :

$$E = R_{c \leftarrow w} T_{c \leftarrow w} = \begin{bmatrix} R_{c \leftarrow w} & R_{c \leftarrow w} T_{c \leftarrow w} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

Lorsque cette matrice est intégrée à l'équation 1.5, le modèle du sténopé devient complet :

$$\begin{bmatrix} wx \\ wy \\ w \end{bmatrix} = KE \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & s & x_0 \\ 0 & f_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

### 1.1.2 Calibrage de caméra

Les paramètres intrinsèques et extrinsèques doivent être calculés chaque fois que la configuration de la caméra est modifiée ou qu'elle est déplacée. Le calibrage de caméra est la technique qui permet de retrouver ces paramètres. Deux classes d'algorithmes de calibrage existent, soient le calibrage implicite et le calibrage explicite. Le calibrage implicite procède d'abord à une estimation de



la transformation 3D-2D puis à l'extraction des paramètres de la caméra à partir de cette dernière. Quant au calibrage explicite, les paramètres de la caméra sont trouvés directement sans passer par des intermédiaires.

### Calibrage par *DLT*

L'algorithme *DLT* (*Direct Linear Transform*) [18] est une technique qui permet de déterminer la matrice de transformation qui relie une série de points  $P_i$  à une série de points correspondants  $Q_i$ , en coordonnées homogènes. Elle est très utilisée lors d'homographie et de projection 3D-2D. Ce dernier cas est celui qui nous intéresse et sera développé plus en détail.

Soit le point 3D  $P_i = (X_i, Y_i, Z_i)$ , son point 2D correspondant dans l'image  $Q_i = (u_i, v_i)$  et la matrice de transformation  $L$  reliant les deux points. L'équation mettant les deux points en relation est définie par :

$$\begin{bmatrix} wQ_i \\ w \end{bmatrix} = L \begin{bmatrix} P_i \\ 1 \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} wu_i \\ wv_i \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 & L_2 & L_3 & L_4 \\ L_5 & L_6 & L_7 & L_8 \\ L_9 & L_{10} & L_{11} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

Remarquez que  $L_{12}$  a été remplacé par 1. En réalité, dans le cadre de la projection 3D-2D, tous les éléments sont divisés par celui-ci [19]. Les paramètres  $L_1 \dots L_{11}$  constituent les onze paramètres standard de la *DLT*. En développant ce système, nous obtenons trois équations pour chaque paire de points :

$$\begin{aligned} wu_i &= L_1X_i + L_2Y_i + L_3Z_i + L_4 \\ wv_i &= L_5X_i + L_6Y_i + L_7Z_i + L_8 \\ w &= L_9X_i + L_{10}Y_i + L_{11}Z_i + 1 \end{aligned} \quad (1.9)$$

En divisant par le facteur d'échelle de part et d'autre de l'équation, nous obtenons les coordonnées réelles du point 2D :

$$\begin{aligned} u_i &= \frac{L_1X_i + L_2Y_i + L_3Z_i + L_4}{L_9X_i + L_{10}Y_i + L_{11}Z_i + 1} \\ v_i &= \frac{L_5X_i + L_6Y_i + L_7Z_i + L_8}{L_9X_i + L_{10}Y_i + L_{11}Z_i + 1} \end{aligned} \quad (1.10)$$

Il est possible de réorganiser l'équation 1.10 de façon à obtenir un système matriciel :

$$\begin{bmatrix} u_i \\ v_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_i & Y_i & Z_i & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_i X_i & -u_i Y_i & -u_i Z_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_i & Y_i & Z_i & 1 & -v_i X_i & -v_i Y_i & -v_i Z_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \\ L_4 \\ L_5 \\ L_6 \\ L_7 \\ L_8 \\ L_9 \\ L_{10} \\ L_{11} \end{bmatrix} \quad (1.11)$$

Puisqu'il y a onze inconnues et deux équations par paire de points 3D-2D, il faut au moins six paires de points pour résoudre ce système. Lorsque ce nombre est plus grand que six, il est nécessaire d'utiliser une technique pour résoudre un système surdéterminé. Pour ce faire, il est possible d'utiliser la méthode de résolution par moindres carrés :

$$\begin{aligned} AX &= b \\ X &= \left[ A^T A \right]^{-1} A^T b \end{aligned} \quad (1.12)$$

Ceci constitue la portion sur la détermination de la transformation 3D-2D. Les paramètres intrinsèques et extrinsèques peuvent alors être extraits à partir de ces onze valeurs :

$$\begin{aligned}
T_{c \leftarrow w} &= - \begin{bmatrix} L_1 & L_2 & L_3 \\ L_5 & L_6 & L_7 \\ L_9 & L_{10} & L_{11} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -L_4 \\ -L_8 \\ -1 \end{bmatrix} \\
d &= -\frac{1}{\sqrt{L_9^2 + L_{10}^2 + L_{11}^2}} \\
x_0 &= (L_1 L_9 + L_2 L_{10} + L_3 L_{11}) * d^2 \\
y_0 &= (L_5 L_9 + L_6 L_{10} + L_7 L_{11}) * d^2 \\
f_x &= -\sqrt{d^2 * ((x_0 L_9 - L_1)^2 + (x_0 L_{10} - L_2)^2 + (x_0 L_{11} - L_3)^2)} \\
f_y &= -\sqrt{d^2 * ((y_0 L_9 - L_5)^2 + (y_0 L_{10} - L_6)^2 + (y_0 L_{11} - L_7)^2)} \\
r_{11} &= -\frac{d}{f_x} * (x_0 L_9 - L_1) \\
r_{12} &= -\frac{d}{f_x} * (x_0 L_{10} - L_2) \\
r_{13} &= -\frac{d}{f_x} * (x_0 L_{11} - L_3) \\
r_{21} &= -\frac{d}{f_y} * (y_0 L_9 - L_5) \\
r_{22} &= -\frac{d}{f_y} * (y_0 L_{10} - L_6) \\
r_{23} &= -\frac{d}{f_y} * (y_0 L_{11} - L_7) \\
r_{31} &= L_9 d \\
r_{32} &= L_{10} d \\
r_{33} &= L_{11} d
\end{aligned} \tag{1.13}$$

Pour être en mesure de calibrer la caméra avec cette méthode, il faut qu'il y ait, comme indiqué précédemment, au moins six objets de calibrage. De plus, ces objets doivent couvrir un volume adéquat autour de l'objet reconstruit, car il y a beaucoup d'erreurs liées à l'extrapolation. Les erreurs de reconstruction sont proportionnelles aux distances séparant l'objet reconstruit des objets de calibrages [20]. Dans le cas du système radiographique utilisé, ces objets de calibrages sont des billes de métal disposées de manière uniforme sur deux plaques, situées en avant et en arrière du patient.

Ces billes sont fixes, ce qui nous permet d'être sûrs de leur position à chaque prise de vue. Par contre, cela empêche de compenser lorsque le patient se déplace entre les prises de vue. De plus, ces plaques sont inappropriées pour des prises radiographiques en position couchée, ou lorsque le

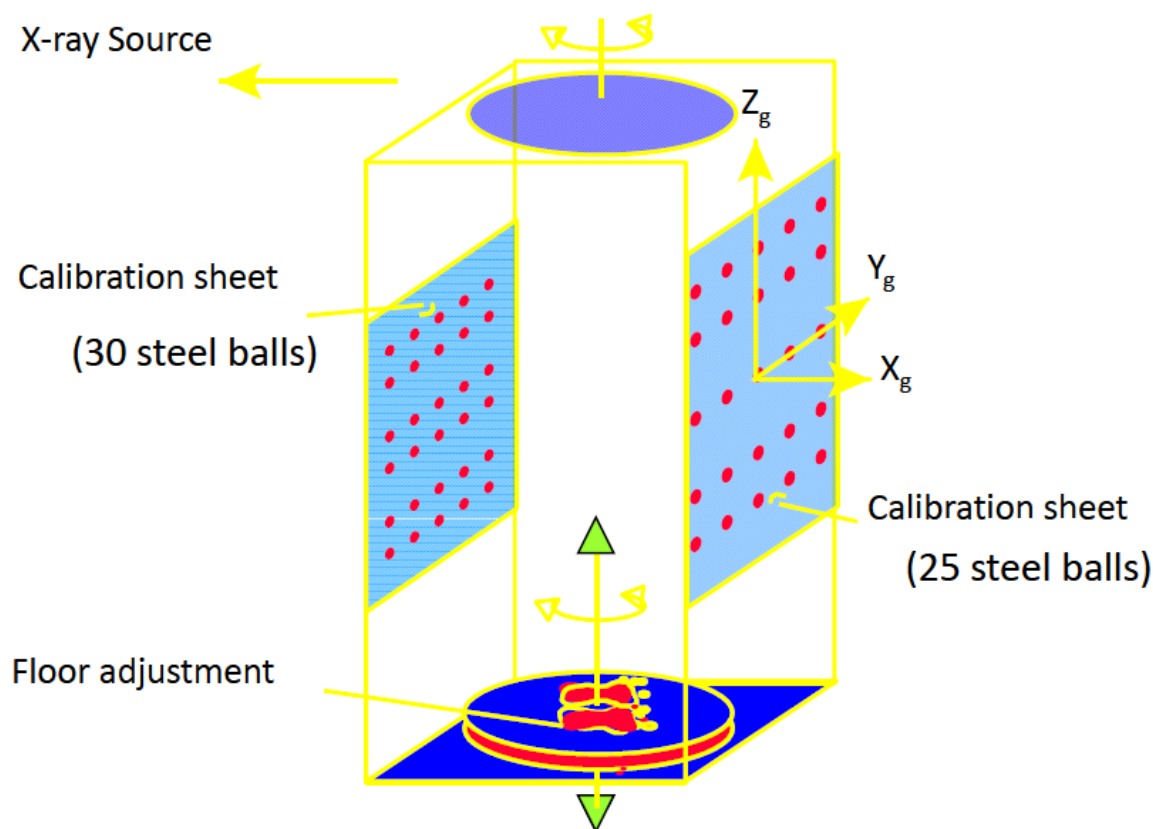


Figure 1.2 Plaque de calibration du système radiographique à rayon X (Tirée de F. Cheriet, J. Dansereau, Y. Petit, C. É. Aubin, H. Labelle, et J. A. De Guise, "Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage," *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 13, no. 5, pp. 761-779, 1999. ©World Scientific. Reproduit avec permission.)

patient est en fauteuil roulant.

### Auto-calibrage par veste

Compte tenu des limites du calibrage par *DLT*, Cheriet *et coll.* [21] ont développé une nouvelle méthode de calibrage qui vient pallier quelques-unes des lacunes de la méthode *DLT*. Au lieu d'utiliser deux plaques de calibration fixes, le patient doit porter une veste munie de petits objets de calibration. Le port de cette veste permet entre autres de suivre le déplacement du patient entre chaque prise de vue.

Cette technique utilise une méthode de calibrage explicite pour éviter les erreurs d'extrapolation liées à la méthode *DLT*. Les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra sont obtenus à l'aide d'une optimisation non linéaire, réalisée avec la méthode de Levenberg-Marquardt [22]. Le

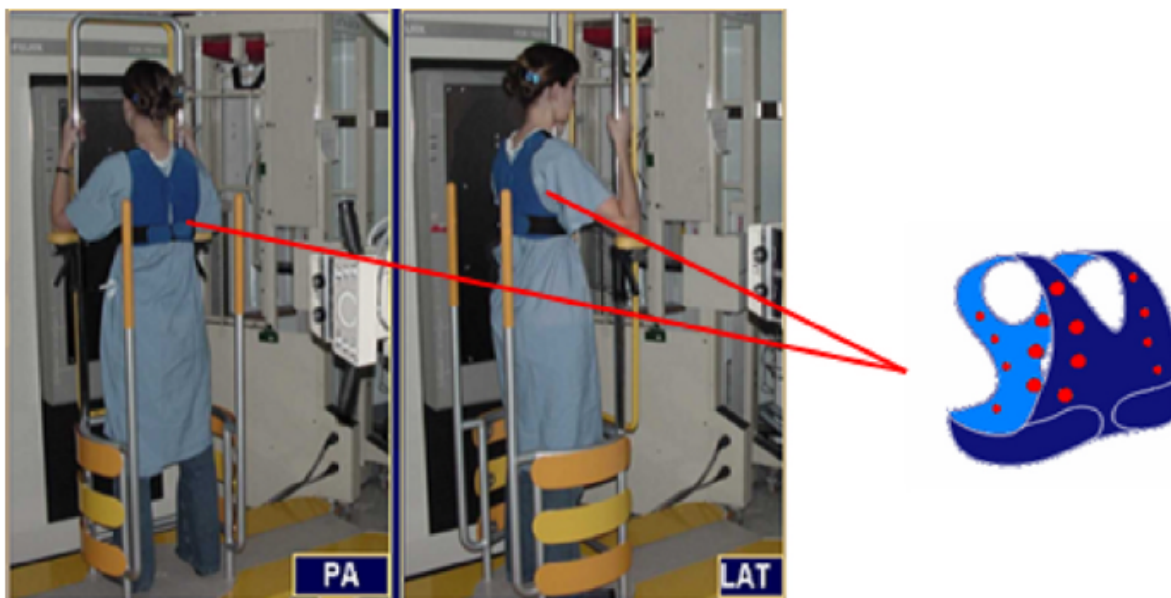


Figure 1.3 Veste de calibrage pour la méthode d'auto-calibrage (Tirée de F. Cheriet, C. Laporte, S. Kadoury, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel System for the 3-D Reconstruction of the Human Spine and Rib Cage From Biplanar X-Ray Images," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 7, pp. 1356-1358, 2007. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

critère à minimiser est lié à l'erreur de rétro-projection ainsi que l'erreur de reconstruction des objets de calibrage.

Tout d'abord, une estimation sur les paramètres de la caméra est réalisée. Cheriet *et coll.* [23] ont estimé ces paramètres à l'aide de plusieurs configurations réelles de caméra. Ensuite, l'optimisation corrige les paramètres de façon itérative. Les paramètres optimaux sont récupérés lorsque la correction sur ceux-ci devient négligeable. Les résultats qu'ils ont obtenus démontrent que cette méthode est capable de gérer les erreurs de reconstruction 3D dues aux mouvements involontaires du patient. De plus, l'utilisation d'une veste rend cette technique applicable pour des cas où le patient est couché (pendant une chirurgie) et lorsqu'il est en fauteuil roulant. Le lecteur est invité à lire [23] et [21] pour plus de détails.

### 1.1.3 Mise en correspondance de points

Lorsque nous possédons deux vues calibrées ou plus, il est possible d'obtenir la position 3D d'une paire de points 2D correspondants. Soit le point 3D  $P_i = (X_i, Y_i, Z_i)$ , des points 2D correspondants  $Q_{i,j} = (u_{i,j}, v_{i,j})$  et leurs matrices de calibrage normalisées respective  $L_j$  contenant les onze paramètres *DLT*, avec  $i = 1 \dots N$  les points à reconstruire et  $j = 1 \dots M$  les différentes vues du système. Les coordonnées du point  $P_i$  peuvent être trouvées en réorganisant l'équation 1.10 en

fonction de  $(X_i, Y_i, Z_i)$  :

$$\begin{aligned} L_{j,4} - u_{i,j} &= (u_{i,j}L_{j,9} - L_{j,1})X_i + (u_{i,j}L_{j,10} - L_{j,2})Y_i + (u_{i,j}L_{j,11} - L_{j,3})Z_i \\ L_{j,8} - v_{i,j} &= (v_{i,j}L_{j,9} - L_{j,5})X_i + (v_{i,j}L_{j,10} - L_{j,6})Y_i + (v_{i,j}L_{j,11} - L_{j,7})Z_i \end{aligned} \quad (1.14)$$

Cette équation peut être réécrite de façon matricielle :

$$\begin{bmatrix} L_{j,4} - u_{i,j} \\ L_{j,8} - v_{i,j} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{i,j}L_{j,9} - L_{j,1} & u_{i,j}L_{j,10} - L_{j,2} & u_{i,j}L_{j,11} - L_{j,3} \\ v_{i,j}L_{j,9} - L_{j,5} & v_{i,j}L_{j,10} - L_{j,6} & v_{i,j}L_{j,11} - L_{j,7} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

Puisqu'il y a trois inconnues, il faut au moins une paire de points correspondants pour résoudre ce système, donc au moins deux vues.

Le problème repose sur la mise en correspondance des points 2D pour former les paires de points correspondants. En effet, même pour un expert, il peut être difficile de détecter avec précision deux points correspondants dans des vues différentes. Cela est d'autant plus vrai pour des radiographies, où les structures sont superposées les unes sur les autres, entraînant des contraintes de visibilité. De plus, lorsque le processus est automatisé, il devient intéressant de pouvoir mettre chaque point d'une vue en correspondance avec les autres points d'une autre vue sans être obligé d'étiqueter chacun des points.

## Géométrie épipolaire

La géométrie épipolaire [18] est la géométrie qui relie deux vues d'une même scène entre elles. Cette géométrie, par définition, est indépendante de la scène visualisée et ne dépend que des paramètres de chacune des caméras. Lorsque deux caméras visualisent un même objet 3D, il y a une série de relations et de contraintes qui relient les projections dans les plans images entre elles. Cette notion mathématique est très utilisée en vision pour faire de la mise en correspondance.

Soit le point 3D  $P$ , deux sources de caméras  $C_1$  et  $C_2$  et les projections du point 3D dans les deux plans images  $Q_1$  et  $Q_2$ . Essentiellement, la géométrie épipolaire est l'intersection des plans images avec le plan  $\pi$  formé par  $P$  et les deux sources de caméra,  $C_1$  et  $C_2$  (Figure 1.4). Les points  $P$ ,  $Q_1$  et  $Q_2$  sont coplanaires et font partie du plan  $\pi$ . Il y a donc une relation qui relie ces points. Lorsque seulement un des deux points projetés est connu, par exemple  $Q_1$ , nous pouvons affirmer que le point correspondant  $Q_2$  sera contraint d'être sur la ligne d'intersection du plan  $\pi$  avec le second plan image. Cette ligne est appelée la ligne épipolaire. Nous dénoterons la ligne épipolaire dans le premier plan image par  $l_1$  et par  $l_2$  pour le second. Plus précisément, cette ligne correspond à la projection dans le second plan image du rayon originaire de la source de la première caméra et passant par la projection du point 3D dans le premier plan image. Chaque ligne épipolaire est originaire d'un point, appelé épipôle, qui est la projection d'une des sources de caméra dans l'autre

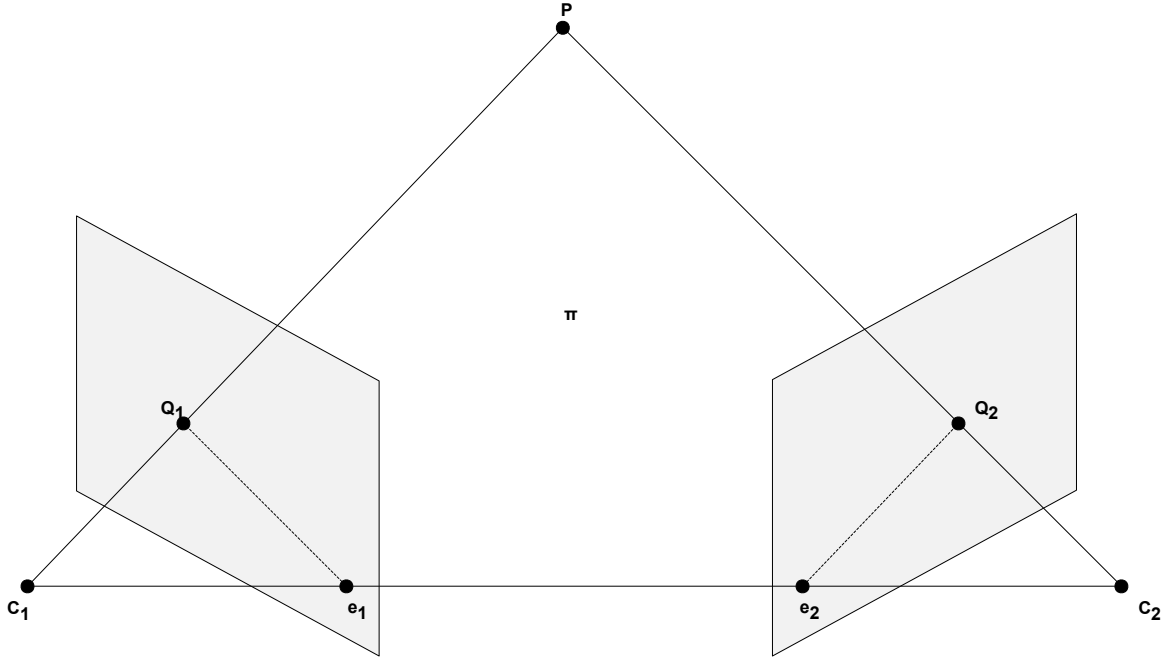


Figure 1.4 Géométrie de points correspondants

plan image.  $e_1$  est la projection de  $C_2$  dans le premier plan image, et inversement,  $e_2$  est la projection de  $C_1$  dans le second plan. La ligne épipolaire peut donc être déterminée de la façon suivante :

$$l_2 = e_2 \times Q_2 \quad (1.16)$$

Puisque les points  $Q_1$  et  $Q_2$  sont projectivement équivalents à  $P$ ,  $Q_1$  et  $Q_2$  sont aussi projectivement équivalents entre eux et nous pouvons donc écrire la relation suivante :

$$Q_2 = H Q_1 \quad (1.17)$$

où  $H$  est une homographie 2D qui relie  $Q_1$  à  $Q_2$ . Nous pouvons alors réécrire l'équation 1.16 de la façon suivante :

$$l_2 = e_2 \times H Q_1 = F Q_1 \quad (1.18)$$

avec  $F = e_2 \times H$  la matrice fondamentale. Cette matrice est la représentation algébrique de la géométrie épipolaire entre deux vues. Lorsque les matrices de calibrage de chaque vue sont connues, il est possible d'obtenir algébriquement la matrice fondamentale (voir Annexe A). Le tableau 1.1 présente les propriétés importantes de la matrice fondamentale.

Connaissant ces informations, il est possible de mettre en correspondance une série de points associés à une vue avec une autre série de points associés à une autre vue. En effet, pour chacun

Tableau 1.1 Propriétés de la matrice fondamentale (Adapté de [18])

- $F$  est une matrice homogène de rang 2, possède sept degrés de liberté et est singulière.
- **Correspondance de points** : Si  $Q_1$  et  $Q_2$  sont des points correspondants, alors  $Q_2^T F Q_1 = 0$ .
- **Lignes épipolaires** :  $l_2 = F Q_1$  est la ligne épipolaire correspondante à  $Q_1$ .  $l_1 = F^T Q_2$  est la ligne épipolaire correspondante à  $Q_2$ .
- **Épipôles** :  $e_1$  est la projection de  $C_2$  dans la première vue, et  $F e_1 = 0$ .  $e_2$  est la projection de  $C_1$  dans la seconde vue, et  $F^T e_2 = 0$ .

des points dans la première vue, il suffit de calculer sa ligne épipolaire correspondante dans l'autre vue. Cependant, le résultat n'est que la normale à la véritable ligne épipolaire 3D. Mais puisque nous savons qu'elle passe par l'épipôle, alors nous pouvons affirmer, dans le plan projectif, que cette normale peut servir à décrire la droite épipolaire :

$$l_i = a_i x + b_i y + c_i \quad (1.19)$$

où  $(a_i, b_i, c_i)$  sont les composantes de la normale à la droite épipolaire. Ainsi, il suffit de calculer la distance de chacun des points de la deuxième vue par rapport à cette droite puis de prendre le plus proche afin de sélectionner le point correspondant à celui de la première vue.

## 1.2 Reconstruction avec modèle filaire

Plusieurs techniques de reconstruction 3D de la cage thoracique ont été développées au cours des années. Ces techniques se basent sur les principes de la mise en correspondance de points pour effectuer une reconstruction discrète, c'est-à-dire un ensemble discret de points, de la cage thoracique et du rachis. Cette section présente une analyse rigoureuse de celles-ci et met en lumière leurs principales différences.

### 1.2.1 Méthode PA-0 PA-20

La première technique de reconstruction 3D de la cage thoracique a été développée par Danseureau *et coll.* [16]. Leur technique fait usage d'une radiographie non traditionnelle, la radiographie postéro-antérieure à 20°, en plus des radiographies conventionnelles, la postéro-antérieure à 0° et la latérale. La raison de cette autre radiographie est qu'il y a beaucoup plus de visibilité en configuration PA (postéro-antérieure) qu'en LAT (latérale). Basée sur le principe qu'une côte est symétrique par rapport à sa section transversale, donc que la ligne médiane d'une côte est la même en PA-0 et



en PA-20, cette dernière est numérisée et reconstruite en 3D.

Pour calibrer les différentes caméras et effectuer les reconstructions, la méthode *DLT* est utilisée. Pour chacune des côtes, en PA-0 et PA-20, onze points équidistants sont numérisés pour un total de vingt-deux points par côtes. Une spline cubique est ensuite ajustée aux onze points. Soixante points sont échantillonnés sur chacune des splines en PA-0 afin d'avoir une bonne résolution spatiale. Dans le cas de la PA-20, seuls les coefficients de la spline sont conservés, afin d'être en mesure d'interpoler un point n'importe où sur la courbe. Pour effectuer la reconstruction d'un point d'une côte, ils minimisent l'erreur de reconstruction 3D. En effet, la spline de la vue PA-20 est parcourue de façon itérative avec un pas de 0,1 mm jusqu'à ce que l'erreur de rétroprojection soit en deçà de 0,1 mm. Ainsi, tous les soixante points de chacune des côtes sont reconstruits en 3D.

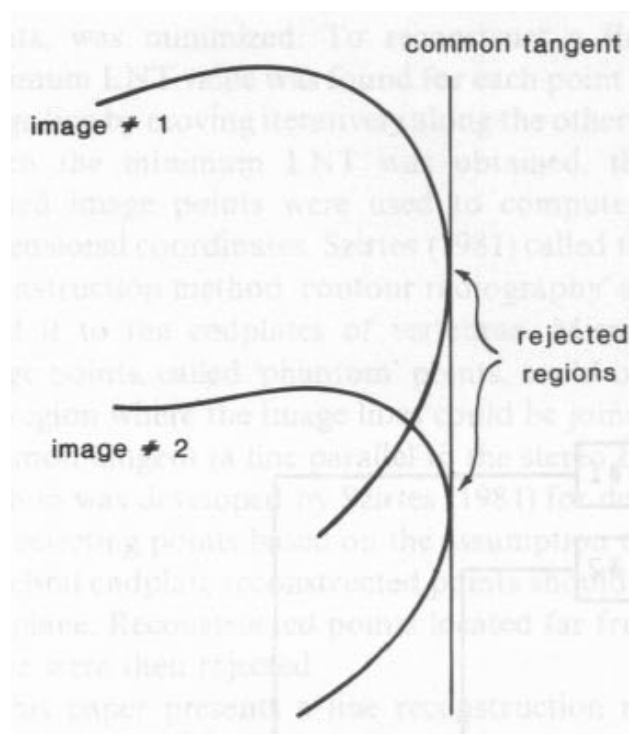


Figure 1.5 Tangente commune entre deux régions parallèles à la droite épipolaire (Tirée de J. Dansereau et I. A. F. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 11, pp. 893-901, 1988. ©Elsevier Ltd. Reproduit avec permission.)

Cependant, les régions où les points correspondants ont une tangente commune (Figure 1.5), c'est-à-dire que la ligne médiane est parallèle à la droite épipolaire, produisent des points "fantômes". Ces points sont des erreurs de mise en correspondance. Puisque les limites de ces régions sont difficiles à déterminer, un algorithme de détection-suppression est utilisé pour éliminer les points fantômes. La dérivée seconde d'une côte, c'est-à-dire sa courbure, ne devrait pas avoir de

discontinuité. Il est donc possible de repérer les points aberrants en se basant sur ce principe. De façon itérative, une spline cubique d'approximation [24] est ajustée sur les points 3D reconstruits, puis la moyenne et l'écart-type de la distance des points à cette spline sont calculés. À chaque itération, les points dont la distance à la spline se situe au-delà d'un certain nombre d'écarts-types, nombre qui augmente avec les itérations, sont éliminés. Finalement, une spline est ajustée sur les points restants afin d'obtenir un résultat lisse.

Afin d'obtenir une cage thoracique complète, ils numérisent plusieurs structures anatomiques supplémentaires. Premièrement, les vertèbres thoraciques et lombaires sont reconstruites à l'aide de six points anatomiques identifiés manuellement dans les radiographies PA-0 et LAT. Ces points sont les pédicules inférieurs et supérieurs, gauches et droits, et les plateaux inférieurs et supérieurs des vertèbres. Deuxièmement, les points terminaux postérieurs des côtes sont extrapolés à partir des pédicules. Le sternum est obtenu à partir de marqueurs radio-opaques placés à différents points stratégiques sur le patient avant l'acquisition. Finalement, le cartilage costal pour chacune des côtes est estimé à l'aide d'une spline cubique ajustée sur le point le plus antérieur de la côte et sur le sternum.

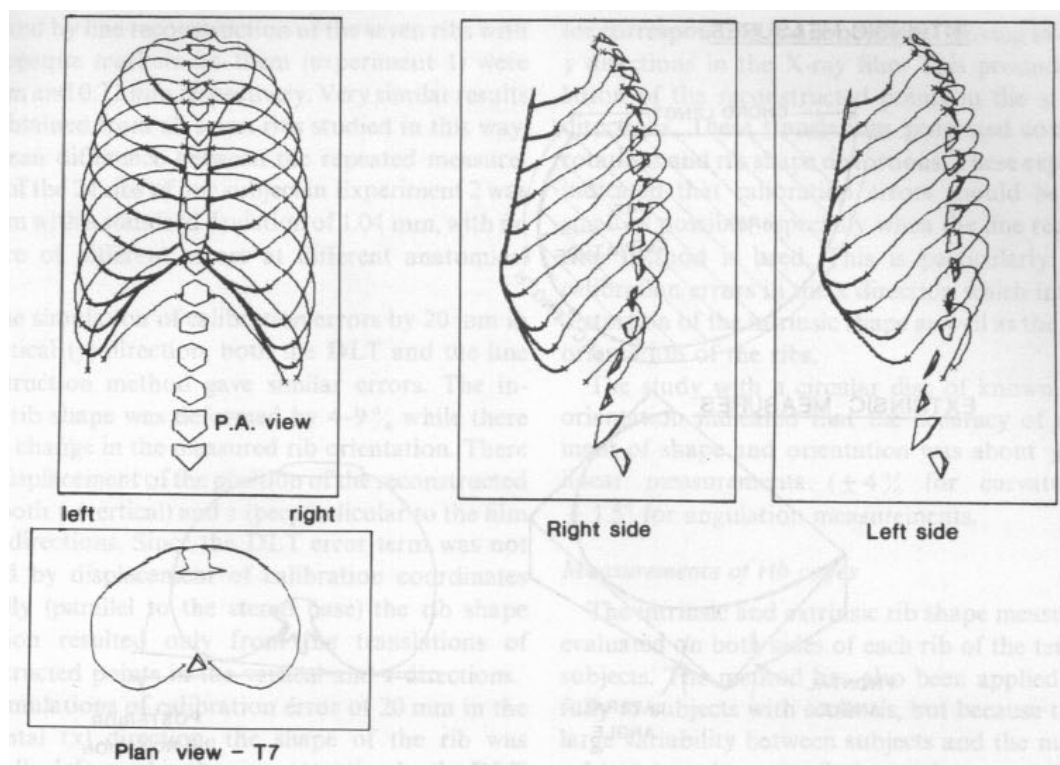


Figure 1.6 Vues frontales et latérales d'une reconstruction de cage thoracique (Tirée de J. Danse-reau et I. A. F. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 11, pp. 893-901, 1988. ©Elsevier Ltd. Reproduit avec permission.)

Cette technique ne donne qu'un modèle filaire de la cage thoracique, puisque seules les lignes médianes des côtes furent reconstruites. De plus, bien que l'utilisation de la radiographie PA-20 soit justifiée par un manque de visibilité des côtes dans la radiographie latérale, il n'en reste pas moins qu'il y a peu de disparité (distance entre deux points correspondants sur deux vues différentes) entre cette première et la radiographie PA-0. En effet, plus la disparité entre deux vues est faible, plus il y a des erreurs de reconstruction. Ces erreurs se retrouvent surtout au niveau de l'estimation de la profondeur. Mais encore, il a été démontré que l'accumulation de radiation générée par les radiographies augmente de façon non négligeable le risque de cancer [25]. Donc, il est important d'utiliser un minimum de radiographies possible.

Lors de la prise des radiographies, il se peut que le patient se déplace entre les prises de vues en raison d'un mouvement involontaire ou tout simplement de la respiration. À cause de cela, il y a des imprécisions lors de la reconstruction de la cage thoracique. Marcil [19] a amélioré cette technique en y incorporant le déplacement du patient entre les prises de vues. Pour y parvenir, il utilise une nouvelle approche pour reconstruire les points 3D. Un plan est formé à partir de la position tridimensionnelle d'un point échantillonné sur la PA-0 et de la position des sources de rayon X. L'équation du plan est :

$$AX + BY + CZ + D = 0 \quad (1.20)$$

qui peut être généralisée à :

$$AX + BY + CZ + D = t \quad (1.21)$$

où  $t$  est la distance au plan. À partir de cette équation, une procédure itérative recherche le point de la courbe de la vue PA-20 qui appartient à ce plan. Un premier point est initialisé sur la courbe paramétrique. Si ce point n'appartient pas au plan, c'est-à-dire que  $t \neq 0$ , un nouveau point est calculé sur la spline à une distance d'un pas de l'ancien point, tout en tenant compte de la direction à emprunter par rapport à la valeur  $t$ . Lorsque le signe de  $t$  change, la valeur du pas diminue pour assurer une convergence, et la procédure se termine lorsque la valeur de  $t$  devient inférieure à 0,0001. Lorsque les points correspondants sont déterminés, ils sont convertis dans le système d'axe global. Puis, les équations dans l'espace de deux rayons joignant chaque source à leur point image respectif sont calculées. Normalement, puisque les points sont sur le même plan, les rayons devraient se croiser. Ce n'est malheureusement pas le cas lorsqu'il y a un mauvais alignement des côtes, particulièrement visible dans la région latérale. Dans un tel cas, le point reconstruit se situe à la mi-distance du segment le plus court entre les rayons. Cette situation est due au déplacement du patient et entraîne des erreurs de correspondance dans la reconstruction.

Pour remédier à la situation, plusieurs hypothèses sont formulées. Premièrement, les points les

plus latéraux de deux côtes doivent être correspondants. Deuxièmement, les extrémités des lignes médianes doivent correspondre. Finalement, la vue PA-0 est la vue de référence et ne doit pas être modifiée. Basées sur ces hypothèses, plusieurs transformations géométriques successives sont appliquées à la spline cubique de la vue PA-20. Celles-ci sont illustrées à la figure 1.7.

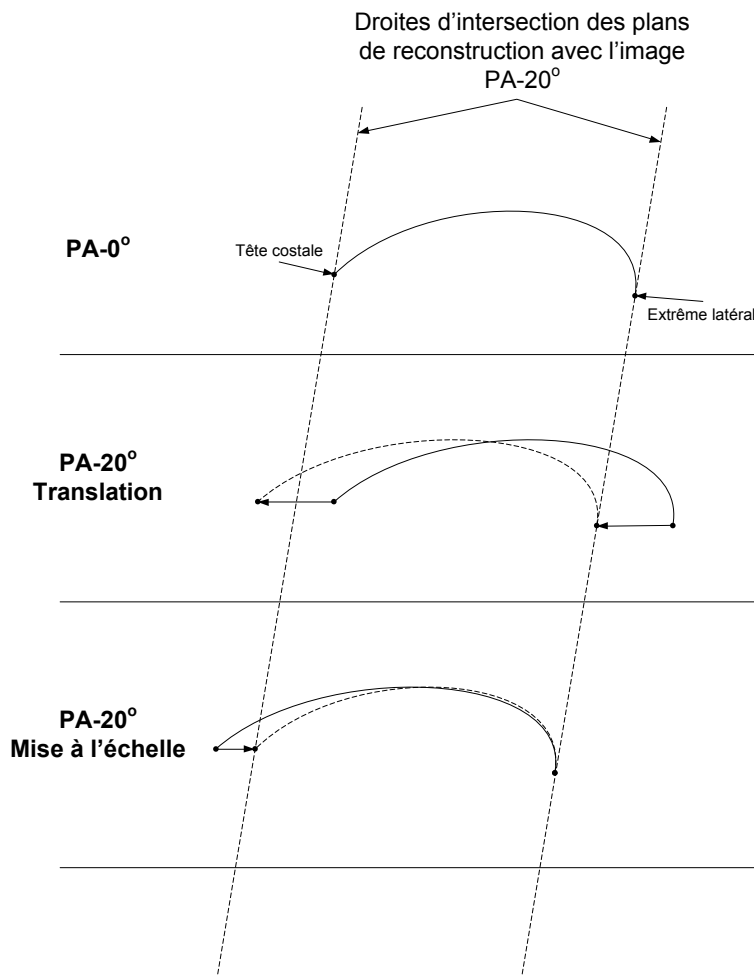


Figure 1.7 Transformations géométriques pour la correction du déplacement.

La spline cubique de la vue PA-20 est divisée en deux sections : soit une première section partant du point terminal postérieur jusqu'au point le plus latéral et la deuxième section allant du point le plus latéral au point le plus antérieur. Pour chacune des sections, une translation est effectuée afin d'aligner les points les plus latéraux sur les deux vues. Par la suite, une mise à l'échelle permet de mettre en correspondance les points terminaux.

Même si le déplacement du patient a été compensé, il ne l'est que pour la direction latérale. Or, le déplacement du patient se caractérise par une transformation géométrique tridimensionnelle de la cage thoracique. Une correction dans le plan frontal ne représente pas assez bien ce déplacement, ainsi les erreurs liées à ce dernier ne sont pas supprimées complètement.

### 1.2.2 Méthode PA-0 LAT

Afin d'éviter les problèmes d'estimation de profondeur liés à l'utilisation de la radiographie PA-20 et pour réduire la quantité de radiation infligée aux patients, plusieurs chercheurs ont développé des techniques de reconstruction 3D de la cage thoracique basées sur les radiographies standards, soit PA-0 et LAT. Séoud *et coll.* [17] ont développé une méthode de reconstruction de la cage thoracique à partir d'une mise en correspondance de points de la PA-0 avec la LAT. Premièrement, au lieu de calibrer les caméras avec la méthode *DLT*, ils utilisent un calibrage explicite non linéaire (section 1.1.2). Ensuite, grâce à la technique développée par Kadoury *et coll.* [26], la colonne vertébrale est reconstruite à partir de six points par vertèbre. Ces six points permettent alors de déformer et d'ajuster des modèles génériques afin d'obtenir un modèle complet de chaque vertèbre [27].

Conformément à l'anatomie de la cage thoracique [28, 29], chaque côte de la première vertèbre thoracique (T1) à la dixième vertèbre thoracique (T10) est articulée à la vertèbre de même niveau en deux points. Ces points sont la tête de la côte et le tubercule. La tête de la  $i^{\text{ème}}$  côte se situe à mi-chemin entre la facette articulaire supérieure (FAS) de la  $i^{\text{ème}}$  vertèbre thoracique et la facette articulaire inférieure (FAI) de la  $(i - 1)^{\text{ème}}$  vertèbre thoracique. Le tubercule de la  $i^{\text{ème}}$  côte est attaché à la facette articulaire du processus transverse (FAPT) de la vertèbre de même niveau.

En utilisant les points générés par les modèles complets de vertèbres, les points milieux de la tête et du tubercule de chaque côte sont calculés ainsi :

$$H_{i,j} = (FAI_{i-1,j} + FAS_{i,j})/2 \quad (1.22)$$

$$T_{i,j} = c_{i,j} + d\vec{n}_{i,j} \quad (1.23)$$

où  $i$  est le niveau vertébral ( $i = 1 \dots 10$ ),  $j$  est le coté du patient (1 pour gauche, 2 pour droit),  $c_{i,j}$  est le centroïde des  $N$  marqueurs composant la FAPT,  $\vec{n}$  est le vecteur normal au plan moyen de ces  $N$  marqueurs dans le sens des moindres carrés et  $d$  est la distance moyenne entre  $c$  et  $T$ , qui est fixé à 7,09 mm [30]. Dans le cas des côtes de niveaux thoraciques 11 et 12, elles sont seulement connectées aux vertèbres par leur tête, et uniquement à la FAS. Ces points servent de liaisons entre les côtes et les vertèbres reconstruites.

Pour reconstruire les côtes en trois dimensions, une identification manuelle des lignes médianes des côtes est faite sur la PA-0. Comme dans le cas de Dansereau *et coll.* [16], onze points sont sélectionnés pour chaque côte, puis une spline cubique est ajustée sur ceux-ci et échantillonnée en soixante points. Ensuite, trois points par côte sont identifiés sur la radiographie latérale, soit le point le plus postérieur (POS), le point le plus latéral (LAT) et le point le plus antérieur (ANT) de la côte. Puisque le point le plus latéral de la côte n'a pas vraiment de caractéristique visible dans cette vue,

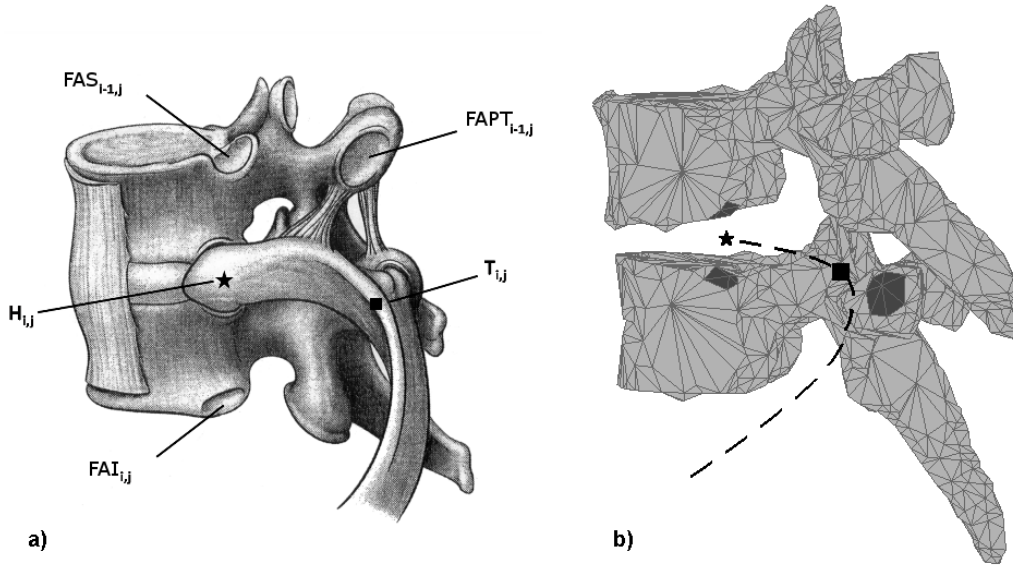


Figure 1.8 Extraction de la tête costale (étoile noire) et du tubercule (carré noir) d'une côte typique. a) Représentation anatomique des articulations costo-vertébrales. b) Modèle 3D complet de vertèbres (gris pâle) avec les facettes articulaires (gris foncé) et les points d'insertions de la côte. (Adaptée de L. Seoud, F. Cheriet, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel Method for the 3-D Reconstruction of Scoliotic Ribs From Frontal and Lateral Radiographs," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 5, pp. 1135-1146, 2011. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

il est identifié à l'aide de la géométrie épipolaire, c'est-à-dire qu'il est identifié sur la PA-0, puis la ligne épipolaire correspondant à ce point est affichée sur la LAT. La visibilité n'étant pas excellente à cause de la superposition des éléments, seules les côtes visibles de la partie inférieure de la cage thoracique sont traitées.

Une fois que les trois points sont identifiés sur la vue latérale, ils sont mis en correspondance avec les soixante points de la PA-0, puis reconstruits en 3D. Il y a donc cinq points 3D pour chaque côte (quatre pour les côtes 11 et 12). Un processus de raffinement est ensuite appliqué à ces points afin d'obtenir une côte lisse. Pour ce faire, un référentiel, noté par  $(O, u, v, w)$ , est construit à partir de ces points. L'origine  $O$  est le centroïde des points POS, LAT et ANT. L'axe  $u$  est défini par le vecteur allant du point LAT au point ANT. L'axe  $w$  est défini par la normale au plan moyen des moindres carrés des cinq points reconstruits, et l'axe  $v$  est défini par le produit vectoriel entre  $w$  et  $u$ . Basé sur les caractéristiques d'une côte typique [31] et sur le fait qu'une côte dans la vue latérale a la forme d'un paraboloïde, un paraboloïde tridimensionnel est ajusté sur le point POS, LAT et ANT. Celui-ci est défini par :

$$au^2 + bu + c = w \quad (1.24)$$

La côte est alors contrainte à faire partie de ce paraboloïde. Ensuite,  $M$  points sont échantillonnés entre la projection sur la PA-0 des points POS et ANT. Un test d'intersection entre le paraboloïde et les rayons de projections des points échantillonnés est réalisé pour trouver les coordonnées 3D de ceux-ci. Finalement, une spline cubique est ajustée sur les points POS, LAT, ANT, la tête costale, le tubercule et les  $M$  points 3D.

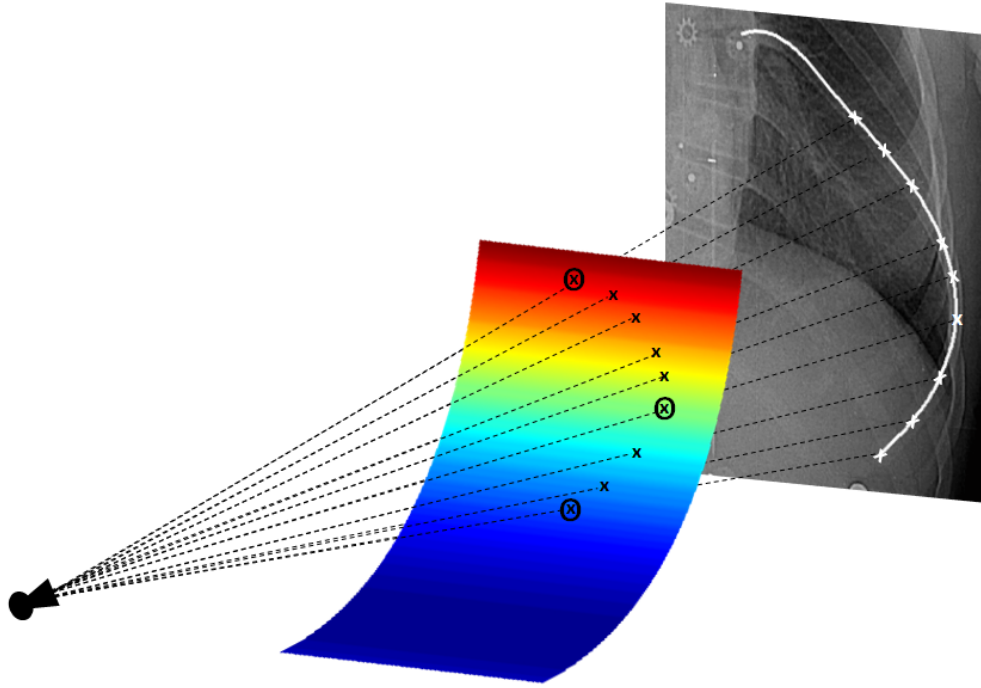


Figure 1.9 Étape de raffinement. (Tirée de L. Seoud, F. Cheriet, H. Labelle, et J. Dansereau, "A Novel Method for the 3-D Reconstruction of Scoliotic Ribs From Frontal and Lateral Radiographs," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 5, pp. 1135-1146, 2011. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

Puisque seulement un nombre limité de côtes est traité sur la radiographie latérale, la cage thoracique résultante n'est pas complète. Cela dit, lorsque ces côtes sont comparées avec la méthode de Dansereau *et coll.* [16], elles sont de meilleure qualité. En effet, les côtes générées par cette méthode ont la propriété d'être très lisse en raison de l'étape d'échantillonnage sur le paraboloïde. De plus, des tests avec topographie de surface ont démontré que ces côtes ont beaucoup moins de débordement en dehors de la surface, comparativement à celles reconstruites avec la méthode de Dansereau *et coll.* [16]. Aussi, cette technique a l'avantage de demander une sélection manuelle de seulement quatorze points par paire de côtes, au lieu de vingt-deux, ce qui réduit le temps d'utilisation en clinique.

Jolivet *et coll.* [32] ont proposé une méthode afin de reconstruire la cage thoracique à partir de

la méthode de points non-stéréo correspondants (NSCP) développée par Mitton *et coll.* [33, 34] pour les vertèbres cervicales.

Afin de reconstruire la cage thoracique, plusieurs points sont identifiés sur les radiographies. Ceux-ci sont les points les plus latéraux des côtes sur la PA-0, les points les plus postérieurs des côtes sur la LAT, les points les plus antérieurs des côtes des niveaux 1 et 4 sur la PA-0 et les points les plus antérieurs des côtes du niveau 10 sur les deux vues. De plus, trois points du sternum sont identifiés sur les deux vues.

Ensuite, pour les côtes de niveaux 1, 4 et 10, des splines cubiques sont ajustées à l'aide des points identifiés sur les radiographies ainsi que la colonne vertébrale reconstruite préalablement. Puis, une surface paramétrique est générée à partir de ces splines cubiques, et le reste des côtes de niveaux 2 à 9 sont interpolés sur cette surface. La position de départ de chaque côte est connue par la reconstruction des vertèbres, ce qui fait qu'une côte peut être générée en fixant un des paramètres de la surface et en faisant varier l'autre.

Finalement, la cage thoracique est déformée à l'aide de la méthode des NSCP. Pour ce faire, les têtes costales des côtes définies par la surface doivent correspondre aux têtes costales de la reconstruction de la colonne vertébrale et les points les plus postérieurs et latéraux de la surface doivent correspondre aux mêmes points identifiés auparavant.

Cependant, cette technique a été validée à l'aide de reconstructions de cages thoraciques par tomodensitométrie. Ces modèles sont obtenus en position couchée, ce qui ne représente pas les déformations de la cage thoracique lorsque la personne se trouve debout pendant les radiographies.

### 1.3 Reconstruction avec modèle complet

Les techniques présentées jusqu'à maintenant ne produisent qu'un modèle filaire de la cage thoracique. Ce modèle ne procure aucune mesure au sujet de l'épaisseur d'une côte. Le modèle filaire obtenu est généralement rehaussé pour des fins de visualisation en ajustant une forme arbitraire cylindrique autour de la ligne médiane reconstruite.

Cette section présente plusieurs techniques qui ont été mises en œuvre pour retrouver l'information tridimensionnelle associée à chacune des côtes. Celles-ci sont basées sur des déformations de modèles génériques.

#### 1.3.1 SSM (Statistical shape model)

Au lieu de déformer des cylindres génériques pour qu'ils s'ajustent sur des modèles filaires, Dworzak *et coll.* [35] ont développé une méthode de reconstruction de la cage thoracique à partir de modèles statistiques. En effet, en utilisant une banque de données de cages thoraciques obtenues par segmentation CT, ils sont en mesure de créer un modèle statistique pour la cage thoracique,



défini comme suit :

$$S(\mathbf{b}, T) = T(\bar{v} + \sum_{i=1}^n b_i \mathbf{p}_i) \quad (1.25)$$

où  $\bar{v}$  est la forme moyenne,  $\mathbf{p}_i$  sont les différents modes de formes,  $\mathbf{b} = (b_1, \dots, b_n)$  sont les poids qui contrôlent la variation de la forme et  $T$  est la pose du modèle, définie par une translation  $(t_x, t_y, t_z)$ , une rotation  $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$  et un facteur d'échelle  $s$ . La forme moyenne et les modes sont obtenus par analyse en composantes principales. L'équation 1.25 permet d'obtenir un modèle de cage thoracique contraint à exister à l'intérieur de la plage de variation possible.

De plus, le modèle statistique n'est pas ajusté pour être conforme à un modèle 3D reconstruit au préalable, mais bien pour que ses projections se rapprochent le plus possible avec la cage thoracique détectée dans les radiographies PA-0 et LAT. Afin d'obtenir les paramètres optimaux de la fonction statistique, le modèle est projeté dans les deux vues puis une optimisation de distance de silhouette est effectuée. Pour y parvenir, la silhouette du modèle pour une vue est créée en lançant des rayons de la source de rayons X vers le plan image. Si un rayon entre en collision avec le modèle, alors le point correspondant dans l'image sera allumé ( $I_p(x) = 1$ ). La projection dans une vue peut être définie par :

$$P = \{x \in \mathbb{R}^2 : I_p(x) > 0\} \quad (1.26)$$

La silhouette de la cage thoracique détectée dans les radiographies peut être obtenue d'une multitude de façons. Dans le cas de Dworzak *et coll.*, leurs tests ont été effectués par projection puis binarisation de modèle obtenu par segmentation CT, donc la silhouette de la cage de référence est déjà présente. L'optimisation des paramètres du modèle statistique est définie comme étant la minimisation de la distance entre la silhouette du modèle et la silhouette de référence :

$$(\mathbf{b}^*, T^*) = \arg \min_{\mathbf{b}, T} D(\mathbf{b}, T) \quad (1.27)$$

Pour évaluer cette distance, plusieurs paramètres sont pris en compte. Soit  $\mathbf{x}_m$  un point appartenant à la silhouette du modèle  $S_m$  et  $\mathbf{x}_r$  un point appartenant à la silhouette de référence  $S_r$ . La distance entre un point de la silhouette,  $\mathbf{x}_m$ , et  $S_r$  est définie par :

$$d(\mathbf{x}_m, S_r) = \min_{\mathbf{x}_r \in S_r} (\|\mathbf{x}_m - \mathbf{x}_r\|) \quad (1.28)$$

Afin d'empêcher une discordance des contours (Figure 1.10 a), par exemple le contour extérieur de la côte du modèle serait mis en correspondance avec le contour intérieur de la côte de référence, les normales des contours sont aussi prises en compte. La distance de  $\mathbf{x}_m$  à  $S_r$  devient :

$$d(\mathbf{x}_m, S_r) = \min_{\mathbf{x}_r \in S_r} ((1 + c \cdot \|\mathbf{x}_m - \mathbf{x}_r\|)(2 - \mathbf{n}_r \cdot \mathbf{n}_m)) \quad (1.29)$$

De plus, il se peut qu'un problème de mise à l'échelle survienne puisque ce paramètre a peu d'impact sur la fonction objective  $D$  lorsqu'il est inférieur à 1 (Figure 1.10 b). Donc, une mesure sur la différence des aires des silhouettes est ajoutée à l'équation 1.29 :

$$d(\mathbf{x}_m, S_r) = \min_{\mathbf{x}_r \in S_r} ((1 + c \cdot \|\mathbf{x}_m - \mathbf{x}_r\|)(2 - \mathbf{n}_r \cdot \mathbf{n}_m)(2 - a)^2) \quad (1.30)$$

où

$$a = \begin{cases} A_{S_m}/A_{S_r} & \text{si } A_{S_m} < A_{S_r} \\ A_{S_r}/A_{S_m} & \text{sinon} \end{cases} \quad (1.31)$$

$$A_S = \int_{\mathbf{x} \in P} 1 d\mathbf{x}$$

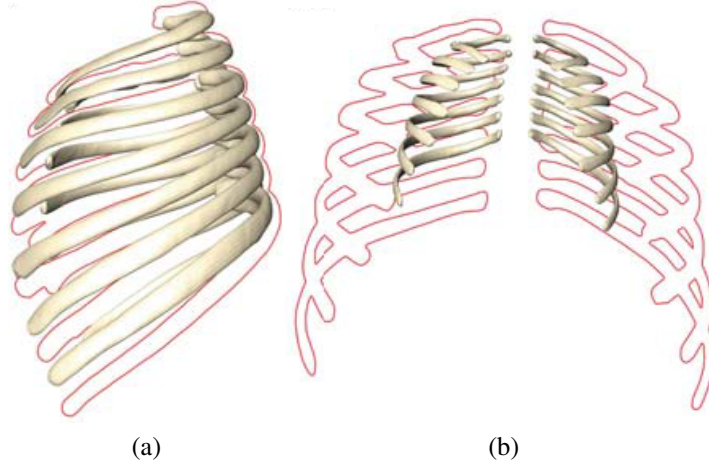


Figure 1.10 a) Discordance de contour et b) problème de mise à l'échelle. ( Tirée de J. Dworzak, H. Lamecker, J. von Berg, T. Klinder, C. Lorenz, D. Kainmüller, H. Seim, H.-C. Hege, et S. Zachow, "3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 111-124, 2010. ©Springer. Reproduit avec permission.)

Ainsi, la distance entre deux silhouettes est définie par :

$$D = \int_{\mathbf{x}_m \in S_m} d(\mathbf{x}_m, S_r)^2 d\mathbf{x}_m \quad (1.32)$$

L'équation 1.27 est alors minimisée par descente du gradient. Bien sûr, il est possible que l'algorithme reste pris dans un minimum local. Il est donc important de choisir de bons paramètres

initiaux. De plus, si la cage thoracique à reconstruire ne peut être générée par le modèle de variabilité, la reconstruction ne sera pas adéquate puisque celle-ci ne sera que l'approximation la plus proche.

### 1.3.2 MPPCA (Mixture of Probabilistic Principal Component Analyzers)

Benamer *et coll.* [36] ont proposé une méthode de reconstruction de la cage thoracique en utilisant une mixture d'analyseur en composante principale probabiliste (MPPCA). Comme pour Dworzak *et coll.* [35], ils construisent un modèle moyen de cage thoracique à partir d'une base de données de cages reconstruites. Par contre, leur modèle statistique permet de représenter les différentes classes de déformation scoliotique contenues dans leur base de données.

Afin de construire les modèles moyens représentant chaque classe de déformation, ils font un apprentissage sur leur base de données. Chaque cage thoracique est représentée par :

$$s = (x_1, y_1, z_1, \dots, x_l, y_l, z_l)^t \quad (1.33)$$

où  $(x_i, y_i, z_i)^t$  sont les composantes du  $i^{ime}$  point de contrôle de la cage thoracique, qui tous ensemble approximent la géométrie de la cage thoracique, et  $l$  est le nombre de ces points de contrôles. Une cage thoracique quelconque est désignée comme cage de départ, puis toutes les autres sont alignées sur celle-ci afin d'éliminer les variations introduites par des transformations affines entre chaque cage de la base de données.

Ensuite, le MPPCA est utilisé pour estimer les paramètres de chaque classe de déformation et pour obtenir un modèle probabiliste optimal déformable pour chacune des classes. Ainsi, pour chaque classe  $c$ , une forme moyenne  $\bar{s}_c$  est obtenue, et chaque forme  $s_c$  peut être représentée par :

$$s_c = \Phi_c b_c + \bar{s}_c \quad (1.34)$$

où  $\Phi_c$  est une matrice de déformation et  $b_c$  est un vecteur contenant les poids associés à chaque déformation.

Puis, la forme  $s_c$  est obtenue à l'aide d'une minimisation d'énergie. Cette énergie est minimisée en déformant  $s_c$  afin que sa projection soit conforme à la cage détectée dans la radiographie PA-0. Puisque les côtes sont difficilement détectables dans la radiographie latérale, le seul critère à respecter est que la projection de la cage reconstruite soit comprise à l'intérieur de la cage détectée sur cette radiographie.

Cependant, les modèles utilisés dans la base de données ainsi que ceux utilisés pour la validation de cette méthode ont été obtenus par la méthode de Dansereau *et coll.* [16]. Les problèmes inhérents à cette dernière sont donc propagés ici.

### 1.3.3 Alignement de primitives

Koehler et Wischgoll [37] ont développé une technique de reconstruction complète de la cage thoracique sans déformer des modèles génériques acquis par segmentation CT, dans le but de segmenter et reconstruire les poumons. Leur technique se base sur une détection de contour des côtes dans les radiographies standards PA-0 et LAT, suivi d'un raffinement de modèle géométrique simple.

Premièrement, une détection de contour des côtes est effectuée sur la radiographie PA-0, grâce à l'algorithme de Plourde *et coll.* [38]. Cet algorithme permet de détecter le contour des côtes de façon semi-automatique à l'aide de seulement quatre points par côtes. Puis, plusieurs points de repère sont identifiés et des distances sont calculées (Figure 1.11 a-b-c). Le point le plus latéral est identifié sur chacune des côtes. Ce point permet de calculer la distance entre deux côtes consécutives, gauche ( $l_{i,i+1}$  et droite ( $r_{i,i+1}$ )). Si un même nombre de côtes segmentées est disponible de chaque côté, alors la distance moyenne est :

$$\rho = \frac{1}{2n} \left( \sum_{i=v}^{w-1} l_{i,i+1} + \sum_{i=v}^{w-1} r_{i,i+1} \right) \quad (1.35)$$

où  $n$  est le nombre de paires de côtes segmentées,  $i$  est le numéro de la première paire et  $w$  le numéro de la dernière. Ensuite, le rayon de la section transversale ( $Sr_i$ ) est défini comme étant la demi-distance entre le point le plus latéral de la côte et son équivalent sur le contour intérieur de la côte. Aussi, le rayon de la côte ( $R_i$ ) est estimé par la distance entre le point le plus intérieur de la côte et le point le plus latéral, moins  $Sr_i$ .

Pour la vue latérale, étant donné la difficulté à distinguer les côtes à cause de la superposition des éléments, seulement les points les plus postérieurs et antérieurs des côtes sont identifiés (Figure 1.11 d-e). Ensuite, une courbe B-spline est ajustée sur les points pour former une enveloppe autour de la cage thoracique (Figure 1.11 f).

Afin de reconstruire les côtes en trois dimensions, un demi-tore est généré puis ajusté selon les détections et paramètres calculés de chaque côte (Figure 1.12 a). Le  $i^{\text{ème}}$  demi-tore est défini de la façon suivante :

$$\begin{aligned} x_i &= [R_i + Sr_i \cos v] \cos u \\ y_i &= [R_i + Sr_i \cos v] \sin u \\ z_i &= Sr_i \sin v \end{aligned} \quad (1.36)$$

où  $v \in [0, 2\pi]$ ,  $u \in [0, \pi]$  pour les côtes situées du côté gauche et  $u \in [\pi, 2\pi]$  pour les côtes situées du côté droit du patient. Puisque le but de Koehler et Wischgoll est de segmenter les poumons, le paramètre  $u$  est discrétisé en  $\rho$  sections d'incrément  $\pi/\rho$  afin d'obtenir un nombre de sommets

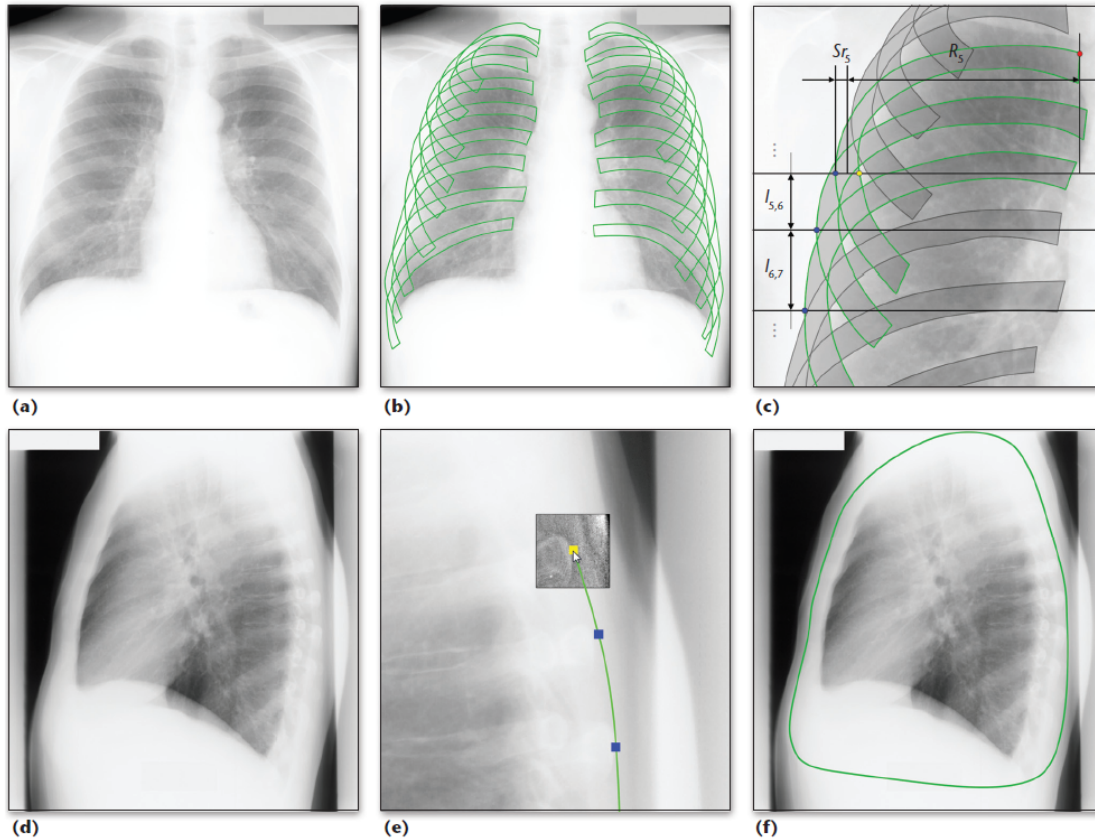


Figure 1.11 a) PA-0 initiale, b) détection de contour et c) calcul de distance. d) LAT initiale, e) détection des points extrêmes des côtes et f) cage thoracique segmentée. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

uniforme pour chaque côte. Le paramètre  $v$  est moins important et est discrétisé de façon à obtenir une visualisation lisse. Ensuite, les sommets du demi-tore sont regroupés en grappes. La raison est qu'effectuer une transformation linéaire sur le demi-tore complet ne peut pas l'aligner correctement avec la segmentation de la côte, et effectuer une transformation non linéaire devient trop compliqué pour cette tâche. Par contre, une série de transformations linéaires sur les différentes grappes du demi-tore permettent un alignement adéquat.

Pour regrouper les sommets, deux types de grappes sont définies : grappe intérieure et grappe radiale. Un demi-tore possède plusieurs grappes radiales, mais une seule grappe intérieure. Une grappe radiale est un regroupement circulaire de sommets coplanaires qui se situent sur un même plan orthogonal au demi-tore. Autrement dit, c'est un regroupement de sommets dont le paramètre  $u$  est le même. La grappe intérieure constitue les sommets qui sont le plus proche du centre de masse du demi-tore, c'est-à-dire le plus à l'intérieur. Cet ensemble est déterminé en fixant le paramètre  $v$

à la valeur  $\pi$ . La grappe intérieure n'a pas d'importance pour l'alignement du demi-tore, elle n'est utilisée que pour la segmentation des poumons, ce qui n'est pas l'objectif de ce mémoire.

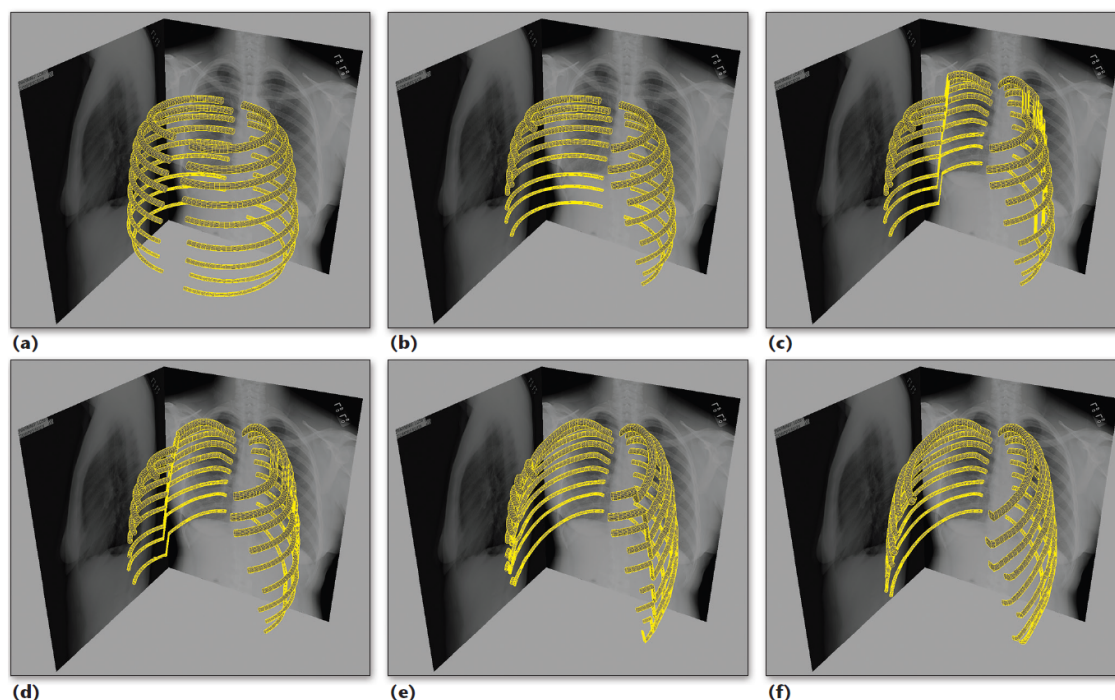


Figure 1.12 a) Demi-tores initiaux, b) suppression des parties antérieures superflues et c-f) alignement des demi-tores. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

Avant de procéder à l'alignement des demi-tores sur les détections des contours, les parties antérieures superflues de ceux-ci sont supprimées afin que la partie antérieure de la détection corresponde avec la partie antérieure du demi-tore (Figure 1.12 b). Ensuite, tous les demi-tores sont déplacés afin que le point le plus latéral de ceux-ci soit aligné avec le point le plus latéral de leur côte respective dans la radiographie PA-0. Puis, les grappes radiales situées dans les parties postérieures et antérieures du demi-tore sont alignées en les déplaçant verticalement, de sorte que les points les plus supérieurs des grappes soient alignés avec les pixels les plus supérieurs des contours des côtes (Figure 1.12 c-f). Ces grappes sont ensuite mises à l'échelle (Figure 1.13 a-c). Le point supérieur de la grappe sert de point d'origine, puis la grappe s'agrandit jusqu'à ce qu'un autre sommet soit aligné avec le contour opposé au point d'origine. Cet alignement ne tient compte que de la vue PA-0. Pour aligner les demi-tores avec la vue latérale, ils sont déplacés et mis à l'échelle horizontalement de façon à ce que les points les plus postérieurs et inférieurs soient alignés avec le contour de la cage thoracique (Figure 1.13 e).

Afin de bien aligner les sommets avec les radiographies, Koehler et Wischgoll utilisent une sim-



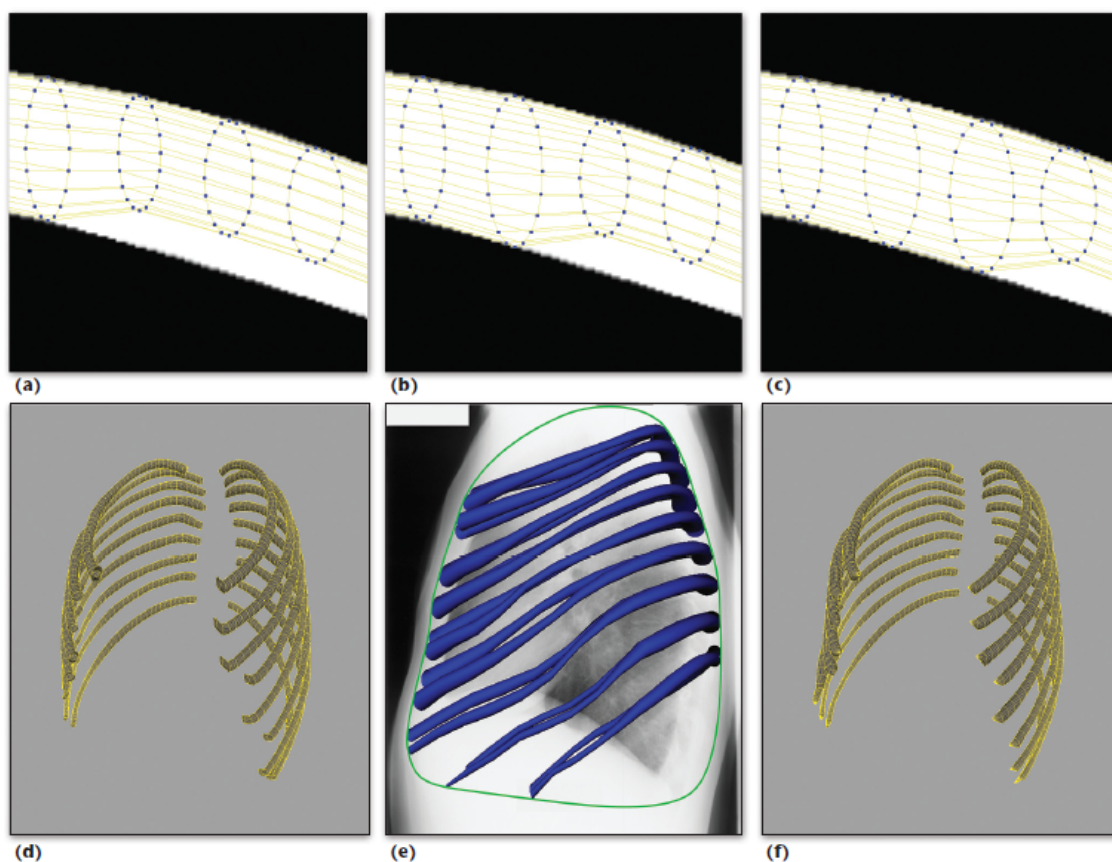


Figure 1.13 a-c) Mise à l'échelle des grappes radiales, d) cage thoracique après mise à l'échelle, e) alignement sur la vue latérale et f) cage thoracique finale. (Tirée de C. Koehler et T. Wischgoll, "Knowledge-Assisted Reconstruction of the Human Rib Cage and Lungs," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 30, no. 1, pp. 17-29, 2010. ©IEEE. Reproduit avec permission.)

plification du modèle de caméra utilisé par le système radiographique. En effet, au lieu du modèle sténopé (section 1.1.1), ils se servent d'une projection orthogonale ce qui leur permet d'aligner directement les sommets aux contours sur la radiographie. Par contre, la véritable cage thoracique sera une version mise à l'échelle de celle produite par cette technique, car la projection orthogonale ne tient pas compte de l'effet de profondeur associé à une vraie caméra.

## 1.4 Objectifs de recherche

L'objectif général de ce projet est de développer et valider une nouvelle technique de reconstruction 3D de la cage thoracique afin que cette dernière soit personnalisée au patient. Cette technique permettra d'améliorer la simulation de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe et permettra une évaluation clinique fiable des déformations de la cage thoracique. Pour y parvenir, plusieurs objectifs spécifiques sont à considérer :

- Développer une technique de reconstruction des côtes basée sur les radiographies standards PA-0 et LAT.
- Générer des modèles surfaciques de côtes qui exploitent au maximum l'information contenue dans les deux radiographies afin d'obtenir une géométrie personnalisée.
- Valider qualitativement l'amélioration de la nouvelle méthode par rapport aux anciennes méthodes utilisées à l'hôpital Sainte-Justine.
- Valider quantitativement la précision de la nouvelle méthode.
- Évaluer quantitativement et qualitativement l'apport de la nouvelle méthode pour le simulateur de l'apparence externe suite à une chirurgie du rachis.



## **CHAPITRE 2 : DÉMARCHE DE L'ENSEMBLE DU TRAVAIL DE RECHERCHE ET ORGANISATION GÉNÉRALE DU DOCUMENT INDIQUANT LA COHÉRENCE DES ARTICLES PAR RAPPORT AUX OBJECTIFS DE LA RECHERCHE**

Ce chapitre décrit la démarche suivie au cours de ce projet de recherche, et indique comment l'article s'inscrit à l'intérieur du mémoire.

Le but initial du projet était d'améliorer la simulation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc d'un patient. La raison est que, comme mentionné jusqu'à maintenant, les techniques actuelles de reconstruction de la cage thoracique ne sont pas assez précises, ou ne nous offrent tout simplement pas une reconstruction personnalisée au patient. La première étape du projet était donc de développer une nouvelle méthode de reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique. L'originalité de la méthode proposée a cependant motivé sa soumission à la revue *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. La seconde étape était ensuite d'évaluer le simulateur suite à l'intégration de la nouvelle méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique.

En résumé, l'objectif général du projet est de développer une nouvelle méthode de reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique, dans le but d'améliorer les résultats de simulation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc d'un patient. Les prochains chapitres présentent, dans l'ordre, cette nouvelle méthode ainsi que son apport au simulateur.

## **CHAPITRE 3 : ARTICLE 1 : PERSONALIZED 3D RECONSTRUCTION OF THE RIB CAGE FOR CLINICAL ASSESSMENT OF TRUNK DEFORMITIES**

Ce chapitre contient l'intégral de l'article qui fut rédigé au cours de ce projet et soumis à la revue *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. Le coeur de la méthode développée durant ce projet est décrit dans cet article. Ce dernier fut adapté afin que sa forme soit conforme au reste du mémoire.

### **3.1 Abstract**

Scoliosis is a 3D deformity of the spine and rib cage. Extensive validation of 3D reconstruction methods of the spine from stereo radiography has already been published. In this article, we propose a novel method to reconstruct the rib cage that can be used for clinical assessments of whole trunk deformities, based only on two standard radiographs. This technique uses a semi-automatic segmentation of the ribs in the postero-anterior X-ray view and an interactive segmentation of partial rib edges in the lateral view. The rib midlines are automatically extracted in 2D and reconstructed in 3D using the epipolar geometry. For the ribs not visible in the lateral view, the method predicts their 3D shape. A quantitative validation has also been performed. The precision of the proposed method has been assessed using a gold standard and has also been evaluated using data of real patients with scoliosis deformities. Results show that the reconstructed ribs provide a more reliable and reproducible clinical assessment than the previous techniques, and the precision of the predicted ribs is comparable to techniques requiring an additional radiograph. In addition, the proposed method being three times faster than existing techniques, it is well suited for a clinical environment.

### **3.2 Introduction**

Scoliosis is a three-dimensional deformity of the spine and rib cage. The most frequent type is adolescent idiopathic scoliosis (AIS), with 4.5 per cent of the adolescent population affected by this disease [1]. If not treated, AIS can lead to postural problems and even cardiac or pulmonary problems. Three cases of treatment are possible. First, for minor deformities, only a follow up is necessary. For moderate deformities, the patient can wear a brace to stop the progression of the scoliosis. Finally, for major deformities, the patient can undergo a surgery which consists in straightening the spine using surgical instrumentation. To diagnose the severity of the scoliosis, an evaluation is done by measuring the Cobb angles on frontal and lateral radiographs. However, it has been shown that scoliosis is more complex than a biplane deformation [39, 40], and as such a

3D evaluation is important. Over the past years, several studies have focused on the scoliotic three-dimensional deformity of the spine. Many reliable clinical assessments and classifications for the spine have been proposed [41, 42, 43, 44]. These 3D indices and classifications help to evaluate the effects of treatments. However, AIS is not only a deformation of the spine, it also implies a deformation of the rib cage [45, 46]. But even if many techniques exist that can reconstruct the rib cage in 3D, there are currently no reliable 3D clinical assessments for the rib cage.

These reconstruction techniques can be classified into two categories : those that reconstruct the rib cage using two radiographic views in the frontal plane, i.e. the postero-anterior (PA-0) and postero-anterior with the tube angled at  $20^\circ$  (PA-20) views, which will be referred as the PA-20 reconstruction methods (PA20-RM), and those that reconstruct the rib cage using the standard radiographic views, i.e. the PA-0 and the lateral (LAT) views, which will be referred as the LAT reconstruction methods (LAT-RM).

Dansereau *et al.* [16] first reported a method to reconstruct the rib cage using two radiographs in the postero-anterior plane : PA-0 and PA-20. The method requires a manual selection of 11 points for each rib midline on the two X-rays. A cubic spline is then fitted along these points and a discretization into 60 points is done for all ribs. The discretized points from both radiographs are then matched and reconstructed in 3D using the Direct Linear Transform (DLT) algorithm. The entire rib cage can be easily reconstructed in 3D since there is good visibility of the ribs in both views (PA-0 and PA-20) compared to the lateral view (LAT). However, the manual selection of rib midline points leads to errors because of the difficulty in selecting the pixels representing the true midline and in their matching on the pair of views. The method has been upgraded to take into account the displacement of the patient's rib cage between the two acquisitions [19], but the precision of the 3D reconstruction is still lacking.

Aubin *et al.* [47] proposed a method to reconstruct the spine and pelvis based on complete anatomical models, and also the ribs with bezier surfaces. A standard wireframe 3D reconstruction is obtained using an adaptation of the DLT method [16, 19]. High resolution models obtained from CT-scans are then deformed using a 3D geometrical formulation of the dual kriging technique [48]. The generic models are deformed to fit different anatomical landmarks of the wireframe model. However, the high resolution models are only obtained for the spine and the pelvis. For the ribs, a simple bezier surface is deformed to fit over the reconstructed midline for more realistic 3D visualization.

The above techniques use an additional non-standard radiography, i.e. the PA-20. It has been shown however that too many exposures to ionizing X-rays increases the chance for the patient to develop cancer [25]. Moreover, qualitative evaluation shows that the low disparity between the PA-0 and PA-20 views leads to reconstruction errors, especially in the depth direction, i.e. in the postero-anterior dimension of the rib cage [17].

In order to limit the patients' exposure to X-ray radiation, researchers have developed new techniques to reconstruct the rib cage from only the PA-0 and LAT views, which are the standard clinical radiographic views acquired routinely. Some of these techniques [17, 36, 32] propose new methods to accelerate the process of reconstructing each rib by requiring fewer manual selections, making them more robust to human error. Séoud *et al.* [17] uses the two standard X-rays and requires only five points per rib. The five points are reconstructed in 3D, and a paraboloid is fitted on these points. Then  $M$  additional points are interpolated on this paraboloid. Finally, a cubic spline is fitted to all these points and represents the final rib. This work showed that by using the standard views (PA-0 and LAT), the reconstruction gives better results than [16] and therefore is a better approach for the patient because it implies less radiation. However, due to visibility constraints, only the lower section of the rib cage can be reconstructed, or more specifically the ribs that are clearly distinguishable in the two radiographs.

Others have proposed techniques to reconstruct the rib cage in 3D using silhouettes and average rib cages. Benameur *et al.* [36] used a statistical method to reconstruct the entire rib cage. A training is performed using a mixture of probabilistic principal component analysis (MPPCA) to model the different geometries in a database comprised of reconstructed rib cages. To reconstruct a given rib cage, an average rib cage is generated and deformed until its projections in the PA-0 and LAT match the rib cage identified on the radiographs. This process is optimized by minimizing the distance between the projections and an edge potential field extracted from an edge detector in each radiograph. All that is needed from the operator is to manually define a bounding box around the rib cage in the PA-0 and LAT views. However, the precision of this method was only compared against the method proposed by Dansereau *et al.*.

Jolivet *et al.* [32] uses the new EOS imaging system [49] and requires two points per rib, which are the most lateral point in the PA-0 and the most posterior point in the LAT, and the extremities of some ribs (level 1, 4 and 10) in both views. They generate a rib cage surface model using three bivariate cubic splines. Twenty rib curves are then interpolated on the rib cage surface, ten for each sides of the rib cage. Finally, the ribs are deformed using the non-stereo-corresponding points (NSCP) method until the points defined on the radiographs and the reconstructed vertebrae match the projections of the corresponding control points of the 3D rib curves. However, validation has been done with CT-scan acquisitions of rib cages, which are in the supine position.

Others, like [50, 35], have proposed new techniques to reconstruct a complete 3D model of the rib cage. In [50, 35], the shape of the model to reconstruct is extracted in each radiograph. Different training shapes are then deformed using a statistical shape model (SSM) to obtain a specific model for the patient. These models are deformed so that their projections match the silhouettes extracted in each radiograph. Again, these methods have been validated with CT-scan acquisitions of rib cages, which are in the supine position.

More recently, Koehler and Wischgoll [37] proposed a new technique that is not based on a generic model deformation. Rather, their method uses the semi-automatic rib detection algorithm proposed by Plourde *et al.* [38]. First, the ribs are detected in the frontal radiograph, and the rib cage boundary is segmented interactively in the lateral view. Then, a primitive template, or half-torus, similar to a real rib is generated. Vertices of this template are grouped into different clusters, and each cluster is transformed separately. The most posterior point of the primitive is aligned with the most posterior point detected in the lateral radiograph. Each cluster is then aligned with the detected rib in the frontal view, and every radial section of the primitive is scaled to closely match the thickness of the rib. Finally, each primitive is aligned with the LAT view, in which the rib is scaled so that the most anterior point of the rib fits the most anterior point detected on the radiograph. One problem is that their reconstruction does not respect the true form of a rib, because they use a half-torus with an arbitrary circular cross section. Furthermore, the projection used is orthogonal, which is a simplification of the radiographic projection. This was sufficient in their context, since the reconstruction of the rib cage was meant only to delimit the lungs.

However, none of these techniques have undergone extensive quantitative evaluation of their precision. Thus, their usability for 3D clinical assessment of rib cage deformities is limited. For validation purposes, the works surveyed here evaluate their ribcage reconstructions either against the method developed by [16] or against CT-Scan segmentations, which are in the supine position and do not accurately represent a rib cage in the standing position. The goal of the present study is therefore to provide and validate a new technique to reconstruct the rib cage that is reliable for a clinical assessment of human trunk deformities. A personalized 3D model of the spine and rib cage would allow clinicians to evaluate accurately in 3D the deformations of both the spine and the ribs.

The rest of this paper is divided into five sections. Section 3.3 provides a detailed description of the proposed method. In section 3.4, we describe the evaluation strategy for the new method. Then, the results are presented in section 3.5, while section 3.6 discusses the strengths and weaknesses of the proposed method. Finally, in section 3.7 we conclude and discuss related future work.

### **3.3 Materials and Methods**

#### **3.3.1 Data Acquisition**

To validate the proposed method, a cohort of 15 patients from Sainte-Justine Hospital (SJH) in Montreal, Canada was used for this study. Out of these, 10 patients had moderate AIS. Their average age and Cobb angle were 12.6 years ( $\pm 1$  year) and  $33.5^\circ$  ( $\pm 7^\circ$ ), respectively. The 5 others had severe AIS. Their mean age and Cobb angle were respectively 15.4 years ( $\pm 1.1$  years) and  $51.6^\circ$  ( $\pm 7.1^\circ$ ).

The proposed method uses the standard radiographic views, that is the postero-anterior (PA-

0) and lateral (LAT) views. At SJH, the radiography of the whole trunk in upright position in the frontal and lateral planes is a common procedure. The images were acquired using a Fuji FCR7501S X-ray imaging system. Between both acquisitions, a rotary platform is used to bring the patient from the LAT to the PA-0 position. In order to prevent involuntary movement due to posture and position change, the platform includes a stabilization device composed of an elbow support and a handlebar [51]. These are adjusted so that the lower arms are horizontal and aimed frontward while the upper arms are angled backward at approximately  $45^\circ$ . To calibrate the system, the patient wears a jacket composed of sixteen embedded radio-opaque markers, and an external calibration plate defines the global reference frame for the 3D reconstruction. In addition, trunk surface topography was acquired for the 10 patients with moderate AIS on the same visit dates in standing posture using an optical digitizing system at the SJH orthopedic clinic [52].

### 3.3.2 3D Reconstruction of the Spine and the Lower Rib Cage

A non linear optimization [21] is done to calibrate the radiographs. Six anatomical landmarks per vertebra are then manually selected in both views and reconstructed in 3D [26]. The spine is thus entirely reconstructed in 3D. The coordinate system of the reconstructed spine and rib cage is as follows : X axis points toward the front of the patient, Y axis points toward the left and Z axis points upward. This coordinate system will be used throughout the rest of this paper.

Furthermore, the 3D reconstructed landmarks are used to adjust a generic vertebral model in order to complete the geometry [27]. This generates a more complete set of anatomical landmarks for each reconstructed vertebra. These landmarks are used to determine the insertion points of the ribs. These insertion points are the head and the tubercle of the rib. According to rib cage anatomy [28], the ribs of levels T1 to T10 are articulated with the vertebrae of the same levels in these two points. The head of the  $i^{\text{th}}$  rib lies between the superior articular facet (SAF) of the  $i^{\text{th}}$  thoracic vertebra and the inferior articular facet (IAF) of the body of the  $(i-1)^{\text{th}}$  thoracic vertebra. The tubercle of the  $i^{\text{th}}$  rib is joined to the articular facet of the transverse process (AFTP) of the thoracic vertebra of the same level. The midpoint of the head (H) and tubercle (T) are computed using the following formulae :

$$H_{i,j} = (IAF_{i-1,j} + SAF_{i,j})/2 \quad (3.1)$$

$$T_{i,j} = c_{i,j} + d \cdot \vec{n}_{i,j} \quad (3.2)$$

where  $i$  and  $j$  are the thoracic level (1 to 10) and the side (1 for left, 2 for right);  $c_{i,j}$  is the centroid of the  $N$  landmarks forming the AFTP,  $\vec{n}$  is the normal vector of the least square plane of the  $N$  landmarks and  $d$  is the average distance between  $c$  and T, which was fixed at 7.09mm [17, 30]. For the floating ribs T11 and T12, these are only connected to the spine by their head

which is directly attached to the SAF of the same level. This is the same technique used by [17] to generate the insertion points of the ribs.

To reconstruct the lower part of the rib cage, the ribs have to be detected in both views. To do so, we use the algorithm developed by Plourde *et al.* [38]. This allows us to extract the ribs' edges in the PA-0, not just their midlines, by manually inputting only four points per rib. Fig. 3.1.a shows a typical detection of a rib in the PA-0 view. For the lateral view, we detect the contours of the ribs from a set of interactively selected edge points. A spline is then fitted on those points and represents the rib's edges. It is imperative that the most posterior point and the most anterior one be selected. Fig. 3.1.b shows a detection in the LAT view.

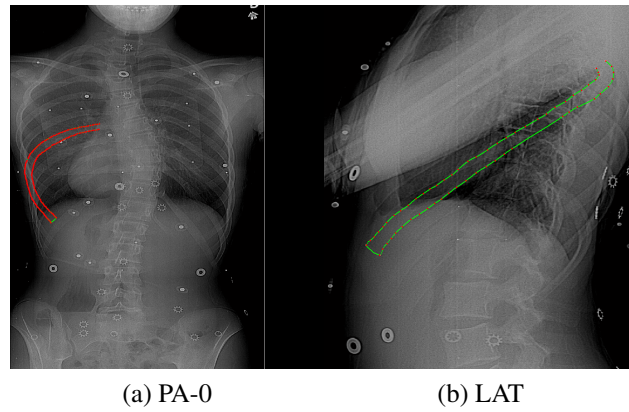


Figure 3.1 Rib segmentation in the PA-0 (a) and LAT (b) views.

For each detected rib, the midline is computed in each view. Then, we match every point between the most posterior and most anterior points using epipolar geometry. This is done by finding the point in the PA-0 view that is closest to the epipolar line corresponding to each point in the LAT view. Each 3D point associated with a pair of 2D points is then reconstructed by the triangulation method.

Having the reconstructed 3D points for a given rib, a paraboloid is fitted on these points using the same approach as Séoud *et al.* [17].  $M$  points are then sampled along the paraboloid following the projection rays from the most posterior point to the most anterior one. Since we have the reconstruction of the head, tubercle and the  $M$  discretized points, it is possible to generate a cubic spline approximation of the complete rib midline.

### 3.3.3 3D Reconstruction of the Upper Rib Cage

The previous procedure is generally applicable only for the lower portion of the rib cage, typically from levels T6 to T12. Due to the superposition of other structures, especially the arms, the visibility of the upper rib cage is seriously hampered in the lateral view [17]. In order to reconstruct

the remaining undetected ribs, the first step is to generate a predictive model. This model consists in a statistical analysis of a database of patients with 3D reconstructed rib cages. Our database was comprised of 40 real patients from SJH. 13 of these patients had moderate AIS and underwent subsequent brace treatment. Among these, the average Cobb angle and the mean age recorded at the time of consultation were respectively  $36^\circ (\pm 8^\circ)$  and 12.7 years ( $\pm 1$  year). The 27 others had severe AIS and underwent subsequent surgical treatment. The average Cobb angle and the mean age at the time of consultation for this subgroup were  $60.3^\circ (\pm 12.4^\circ)$  and 14.9 years ( $\pm 1.4$  years) respectively. All 40 patients had three X-ray acquisitions ( PA-0, PA-20 and LAT ), and their rib cages were reconstructed by the same operator with the technique described in [16].

Using this data, it is possible to learn the mean orientation and the standard deviation of the rib plane orientation for each vertebral level. A least squares plane is fitted on both ribs of a given level and the normal to that plane is projected onto the XZ plane. Doing this, the orientation becomes independent of the vertebra's axial and coronal rotations. Using spherical coordinates, we get a single value,  $\phi$ , for each thoracic level. We then compute the mean and standard deviation of  $\phi$  over the set of patients. Fig. 3.2 shows summary statistics for the rib plane orientations for the 40 patients. These statistics were computed on the brace group, on the preoperative group, and all together. Fig. 3.2 illustrates that, except at the extremities ( T1 and T12 ), the ribs lie in less vertical planes for the patients with moderate AIS than for the patients with severe AIS.

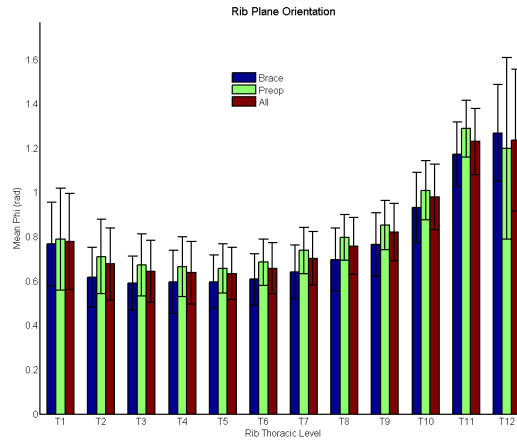


Figure 3.2 Mean and standard deviation of the ribs' plane by thoracic level.

Using this analysis, it is possible to estimate, although only approximately, the shape of the undetected ribs. To estimate the shape of a rib, the reconstruction of the rib directly below it must be available. This means that the reconstruction of the rib cage is performed from bottom to top. The previous rib is translated to the position of the current one, from rib head to rib head. Since the ribs are not of the same size, we have to scale them. The compression (or extension) ratio is



computed from the area of the current rib midline divided by the previous rib midline's area in the frontal radiography :

$$Ratio_i = MidlineArea_i / MidlineArea_{i-1} \quad (3.3)$$

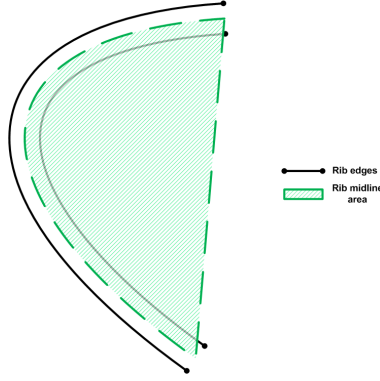


Figure 3.3 Definition of a rib area.

The rib midline area is defined as the region enclosed by the midline's spline curve and the line joining the midline extremities (Fig. 3.3). Equation 3.3 is used to compress the rib around its head in the lateral view. This is done by applying the scale factor along the X axis to the distance between each point and the head. This new distance modifies only the X coordinate of the point, making it closer or further away from the head. Then, using the  $\phi$  values computed from the database, we perform an optimization in order to find the value of  $\phi$  in the range  $\tilde{\phi} \pm \sigma_{\phi}$  which yields the minimal projection error in the PA-0 view. At each iteration, the new  $\phi$  value is used to rotate the rib around the Y-axis (centered on the rib head) and its 2D projection is then computed. This gives us an optimal rib plane orientation. The optimally placed new rib is used to generate a paraboloid, as with the lower rib cage levels, and M points are discretized along it following the projection rays from the most posterior point to the most anterior one.

### 3.3.4 Generation of the Contour Surface

In order to obtain a personalized rib geometry, instead of building a cylinder around the midline as in [37], we generate a ribbon-like open 3D surface that represent the rib's variable thickness. To generate this surface, we use the projection rays of the outer and inner contours of the rib in the PA-0 view. The outer and inner rays form two separate surfaces by triangulating the source point with the successive pairs of contour points. N points are sampled on the rib midline, and for each of them the nearest point is computed on the two surfaces. If any of the sampled points lie outside the detected contours, the minimal distances are extrapolated. This gives us three vertices, O, M and

I, for each sampled point. To form the surface, we build four triangles between the set  $\{O_i, M_i, I_i\}$  and  $\{O_{i+1}, M_{i+1}, I_{i+1}\}$ , for  $i = 1..N - 1$  (Fig. 3.4). The four triangles are :

$$T_1 = \{O_i, O_{i+1}, M_{i+1}\}$$

$$T_2 = \{O_i, M_{i+1}, M_i\}$$

$$T_3 = \{M_i, M_{i+1}, I_{i+1}\}$$

$$T_4 = \{M_i, I_{i+1}, I_i\}$$

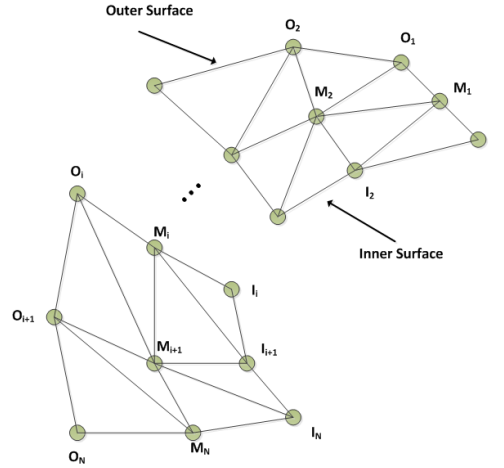


Figure 3.4 Generation of the Contour Surface.

### 3.4 Validation Method

The validation of the reconstruction of the rib cage obtained by the proposed method will be performed by several methods. First, the precision will be assessed by comparing our proposed method against a gold standard, which, to our knowledge, has never been done before. A method from the PA20-RM category, more specifically the method proposed by Dansereau *et al.* [16], will be also compared against the gold standard in order to compare which is more precise. Secondly, the robustness of our method will be evaluated with a method from the LAT-RM category, more specifically the method proposed by Séoud *et al.* [17] because the proposed method is an improvement of this one. Finally, the reliability for clinical assessment will be compared against the same PA20-RM method [16].

#### 3.4.1 Gold Standard

For our gold standard, a synthetic model of a scoliotic spine and rib cage has been digitized with the MicroScribe system [53]. The precision of the digitizer is 0.2mm. Three configurations have

been considered : no deformity, a minor deformity with  $20^\circ$  of Cobb angle and a major deformity with  $40^\circ$  of Cobb angle. For each case, three radiographs (PA-0, PA-20 and LAT) were taken and the spine was first reconstructed in order to apply the proposed method and compare it against the digitized rib cage. To evaluate the precision of the proposed method and the PA20-RM, point to point distances are computed between the reconstructed and digitized ribs. To digitize a rib, a series of points on the superior and inferior contours are digitized. This process is repeated three times for each rib, and the average superior and inferior contours are used to compute a half sum that represents the 3D rib midline points. A cubic spline is then fitted on those points to generate a complete midline. The digitized ribs and the reconstructed ribs are sampled at a 1 mm step, and for each point on a reconstructed rib the nearest distance to the digitized rib is computed. The mean distance  $d$  between the reconstructed and digitized points, in millimeters, determines the overall precision of the reconstruction.

### 3.4.2 Comparison with the LAT-RM

In order to test whether our modification to the LAT-RM algorithm [17] constitutes an improvement for the purpose of clinical assessment, a comparison is made of the correlation between the rib axial rotation (RAR) and the back surface rotation (BSR) between the two techniques. This provides a quantitative measure of the effects of using a semi-automatic rib edge detection instead of a manual selection, and demonstrate which is best suited for the purpose of clinical assessment. To compute the RAR for each rib pair, the ribs are projected on a horizontal plane and the angle formed by the dual-tangent to the projected rib pair's most posterior points and by the axis passing through the projected anterior superior iliac spines (hereafter called the horizontal ASIS line), expressed in degrees, forms the RAR. To compute the BSR, we use the trunk surface acquisitions. The trunk surface geometry must be registered over the internal bone structures beforehand. To this end, an elastic registration, using the thin-plate splines technique with a variance fixed at 1.1 and the regularization parameter  $\lambda$  fixed at 0.1, is done for every patient. This registration process exploits a common set of markers between the surface topography and radiographic reconstructions, in the form of radio-opaque skin surface markers. Trunk cross-sections are then extracted by computing the intersections of a set of horizontal planes, which are situated at the centroids of the thoracic vertebra, with the trunk surface topography. Finally, the BSR is defined as the angle formed by the dual-tangent to the posterior side of each cross-section of the trunk surface and the horizontal ASIS line. It is also expressed in degrees. This evaluation is done only on the 10 brace patients, since they were taken directly from [17] and we had direct access to their data.

### 3.4.3 Comparison with the PA20-RM

To determine if our predicted ribs are of sufficient reliability, they will be compared to the method described in [16] that is routinely used at SJH. To do this, point to point distances are computed between corresponding ribs in both reconstructions. The rib midlines are sampled at a 1 mm step, and for each point on a new rib the nearest distance to the old rib is computed. This evaluation is done for the brace group and the preoperative group, to demonstrate that our technique is able to predict the upper rib cage in both cases.

## 3.5 Results

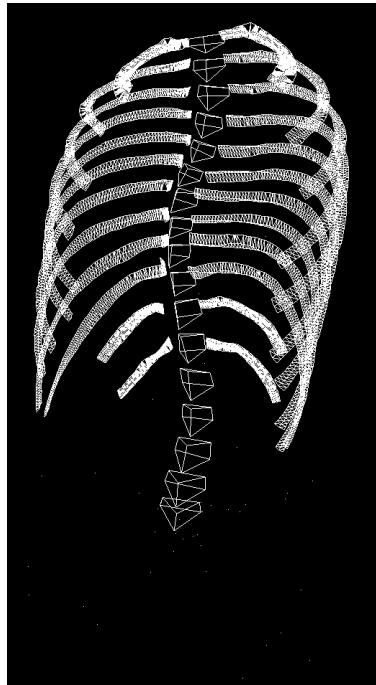


Figure 3.5 Reconstruction of a typical rib cage.

Fig. 3.5 shows the reconstruction of a typical patient's rib cage. We can see the surface generated by our method, which represents exactly the ribs' variable thicknesses seen in the PA-0 view.

### 3.5.1 Gold Standard

Fig. 3.6 shows the results of the evaluation of our proposed method and of the PA20-RM against the gold standard reconstructions. The mean distances for the proposed method are 11.95mm ( $\pm 6.56$ mm), 9.30mm ( $\pm 5.86$ mm) and 8.27mm ( $\pm 5.16$ mm) for the 0°, 20° and 40° configurations, respectively. The mean distances for the PA20-RM are 23.98mm ( $\pm 11.09$ mm), 11.80mm

( $\pm 6.56\text{mm}$ ) and  $14.05\text{mm}$  ( $\pm 9.59\text{mm}$ ) for the  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  and  $40^\circ$  configurations, respectively. We can see that overall, the ribs reconstructed with the proposed method are closer at all thoracic levels to the ground truth than the ribs reconstructed with the PA20-RM. Ribs of level T10 were not detected with our method for the  $20^\circ$  and  $40^\circ$  configurations, because they were poorly visible due to their superposition with the spine. Thus they were removed from this analysis.

### 3.5.2 Comparison with the LAT-RM

Table 3.1 shows a comparison between the number of reconstructed ribs for the proposed method compared to the LAT-RM. All the ribs from level T1 to T9 are reconstructed in our case, and only a few are missing for levels T10, T11 and T12. In such cases, the lower ribs were not distinguishable in the LAT radiograph, so they were not detected. In contrast, LAT-RM did not detect the upper cage at all because of its lack of a strategy to deal with overlapping bone structures in the lateral radiographs.

However, the comparison for the correlation between the RAR and the BSR can be done only for the ribs that were detected with both methods. The proposed method has a Pearson coefficient of 0.55 compared to 0.49 for the LAT-RM. Also, the coefficient of determination ( $R^2$ ) shows that 30% of the BSR is explained by the RAR for the proposed method as opposed to 24% for the LAT-RM.

Tableau 3.1 Number of reconstructed rib pairs for each thoracic level.

Thoracic level	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
Proposed method	10	10	10	10	10	10	10	10	10	9	9	7
LAT-RM	0	0	0	0	2	6	9	10	10	10	10	10

### 3.5.3 Comparison with the PA20-RM

For the 10 brace patients, the average distance by vertebral level for all predicted ribs is  $12.19\text{mm}$  ( $\pm 8.41\text{mm}$ ). For the 5 preoperative patients, the average distance by vertebral level for all predicted ribs is  $11.15\text{mm}$  ( $\pm 7.47\text{mm}$ ). For the purpose of visual comparison, Fig. 3.7 shows the superimposed wireframe reconstructions of the rib cage of a typical patient. It is clear that the proposed method produces much smoother ribs than the PA20-RM, especially in the sagittal and axial views.

## 3.6 Discussion

A personalized 3D model of the rib cage is essential for clinicians to assess the scoliotic deformities of the whole trunk. A 3D model will not only improve the quality of their evaluation,

but it will also help them better understand the complex relationships between the spine, the rib cage and the external trunk surface. Furthermore, a personalized 3D model could be valuable in the context of numerical simulation. First, it would enhance the simulation of the effect of treatment or of scoliosis progression on the shape of the skeletal trunk, and second, it would allow the simulated spine and rib cage shapes to be propagated to the external trunk surface. The latter becomes possible when the reconstruction of the spine and rib cage produces a complete 3D surface model (or at least a form that enables the attachment of soft tissues), not just a wireframe model. Our team is currently developing a simulator to propagate the effects of a spinal correction to the external trunk surface [14]. The internal reconstructions used are obtained with the method developed by Dansereau *et al.* [16] and a complete surface model is generated by dual kriging [47]. Fig. 3.8 shows a tetrahedral mesh, obtained with TetGen [54], representing the external trunk surface, the internal bone structures and the soft tissues. Using a personalized model of the rib cage to which we can attach the soft tissues can greatly enhance the accuracy of the simulation. Indeed, a test on a single patient showed that using our rib cage instead of the model created using [47] increases the accuracy of the simulated rib hump and its correlation with the real rib hump. Fig. 3.9 shows the rib hump values for levels T3 to T12, computed using the real trunk surface compared to the two simulated surfaces obtained using the proposed method and the PA20-RM rib cages. Here, the rib hump is defined as the difference along the front-back (X) axis, in mm, between the most posterior points on each side of a given trunk section. We obtained a Person coefficient of 0.99 for the proposed method compared to 0.32 for the PA20-RM, for the correlation between the simulated rib hump and the real rib hump. This initial result suggests that our proposed technique enables a better simulation of postoperative appearance.

The inter-user variability of [38] was found to be relatively low. Therefore, our method is advantaged by using that approach in the PA-0 for the segmentation of the rib cage.

Our results using the gold standard show what Séoud *et al.* already demonstrated, i.e. that a reconstruction using the lateral view gives better results than a reconstruction using the PA-20. This confirms that this X-ray view should never be acquired, since it subjects the patient to more radiation with little or no benefit in return. Also, we can see that for the proposed method, the errors are almost constant over the different scoliotic configurations (Fig. 3.6), with the average error slightly higher for the  $0^\circ$  configuration. Contrary to the PA20-RM, where the errors are nearly twice as high for the non-scoliotic configuration, our method can be used for the reconstruction of the rib cage of non-scoliotic patients. Note that for this comparison, no ribs were predicted with our technique, in order to have a fair comparison with the PA20-RM. However, the ribs of level T2 show higher errors than the others (Fig. 3.6a). This can be explained by the fact that these ribs were nearly horizontal in the synthetic model, and the lack of visibility of the most posterior points due to the superposition with the spine generated paraboloids with wrong orientations. Furthermore we

can see a trend in the errors made by our method : the left side has higher errors in the lower portion of the rib cage but lower errors in the higher portion. This is true for all three configurations, but the effect is accentuated with a higher scoliotic deformation. This can be explained by the fact that when the scoliosis is more severe, the rib cage is also more deformed. Thus, the rib humps are more pronounced, creating a clear separation between the left and right posterior portions of the rib cage in the lateral view. Moreover, the ribs that have the highest errors coincide with those whose most posterior points were not detected in the lateral view, i.e. they were detected from the most anterior point to the last visible point just before the spine (due to visibility constraints). This indicates that it is very important to detect a rib from the most posterior point to the most anterior point, as this will ensure that the correct paraboloid is generated.

Séoud *et al.* [17] used a manual selection of 11 points per rib in the PA-0 view, as introduced in [16], and 3 points per rib in the LAT. As in our case, they could not detect the upper half of the rib cage of real patients due to visibility constraints. However, we can nonetheless reconstruct the entire rib cage thanks to our predictive model. Moreover, for the ribs that were detected by both methods, we have shown that using a semi-automatic detection algorithm in the PA-0 and an interactive edge segmentation in the LAT gives a better clinical assessment, as we get a better correlation between the internal and external rib humps. Thus, our method can be used for the clinical assessment of rib cage deformities.

When comparing the predicted ribs for the brace and preoperative cohorts against the reconstruction with the PA20-RM, the average distances seem high. But in reality, they are within the precision of the PA20-RM found using the gold standard. The maximum average distance is 15.58mm for the brace cohort and 13.95mm for the preoperative cohort. These values lie inside the precision ranges of 14.05mm ( $\pm 9.59$ mm) found for the 40° scoliotic configuration with the PA20-RM. This indicates that even if our predicted ribs are only approximations, they have the same level of quality as the ribs produced by the PA20-RM.

However, results have also shown that the predicted ribs can present certain degeneracies or protrusions, for both brace and preoperative patients. This is due to the scaling function used. Even though it gave satisfactory results, it is not efficient enough. The reason is that the scaling is not entirely related to the real scale differences between rib levels. Since we use the area of the detected ribs in the PA-0 view to compute our scaling ratios, we lose the depth component of the scaling. Furthermore, the ratios are dependent upon the extent of rib detection, meaning that if a rib was not detected to its full extent, it will have a smaller computed area than one that has been fully detected. For example, if the detection of L7 (left rib of vertebral level T7) is not complete due to poor visibility, but the detection of rib L6 is complete, the area of L6 will be larger than L7, leading to a ratio greater than 1. Considering that the distance between the sternum and the vertebrae decreases at higher thoracic levels, the ratio found would be false.

With a scaling ratio larger (or smaller) than the real value, the optimization of the projection error in the PA-0 view will not find the correct solution. In the example previously described, L6 would now be an expanded version of L7. When trying to find the orientation that minimizes the projection error, the optimization would have to place the rib more horizontally than it actually is. This would lead to a rib that is likely to protrude at its posterior and anterior ends. Therefore, it is clear that better methods to scale the predicted ribs should be investigated.

Also, the use of a database to generate a mean orientation per vertebral level could be questioned because of its limited number of samples and its limited variability.

The technique used at SJH for the 3D reconstruction of the rib cage requires about two hours to complete, since it relies on the manual selection of 11 points per rib in two radiographic views (PA-0 and PA-20), hence a total of 22 points per rib. Our method makes use of a semi-automatic detection of the ribs [38] in the PA-0 view, which takes about 20 minutes to complete, and an interactive selection of a sufficient number of points in the LAT, which takes about 10 to 20 minutes depending on the ribs' visibility. The reconstruction process takes an average time of 20 seconds. This is an important factor favoring the new method over the current one for the clinical setting. All tests were conducted on a Intel Core i7 930 with 6 GB of RAM.

### 3.7 Conclusion

In this article, we have proposed a novel technique for the 3D reconstruction of the rib cage, based on two standard radiographs commonly acquired in orthopedic clinics. We have demonstrated that using the LAT view, as opposed to the PA20-RM, greatly enhances the reconstruction accuracy and allows the reconstruction and evaluation of non-scoliotic patients' rib cages. Compared to the LAT-RM, we proved that using a semi-automatic detection of the ribs in the frontal plane and an interactive identification of the rib contours in the lateral view gives better results in terms of clinical assessment. Further, our method not only improves the reconstruction of the lower half of the rib cage, it can reconstruct the upper half despite the high degree of overlapping structures in the LAT view. Although our rib cage reconstructions present some anomalies, they are of the same quality as the PA20-RM.

Finally, this new technique has the potential to help improve the quality of a spine surgery simulator, because it provides a surface to attach soft tissues. This will benefit orthopedic surgeons in finding the appropriate strategy for spinal correction while ensuring the patient's satisfaction.

In future works, a significant improvement of our approach will be to determine a new way to compute the scaling of the predicted ribs. This will greatly improve the quality of the reconstruction of the upper portion of the rib cage. Furthermore, we would like to analyze the impact of the predictive model and try alternate approaches such as using a similar patient to the one being



reconstructed to infer the orientation and size of the ribs.

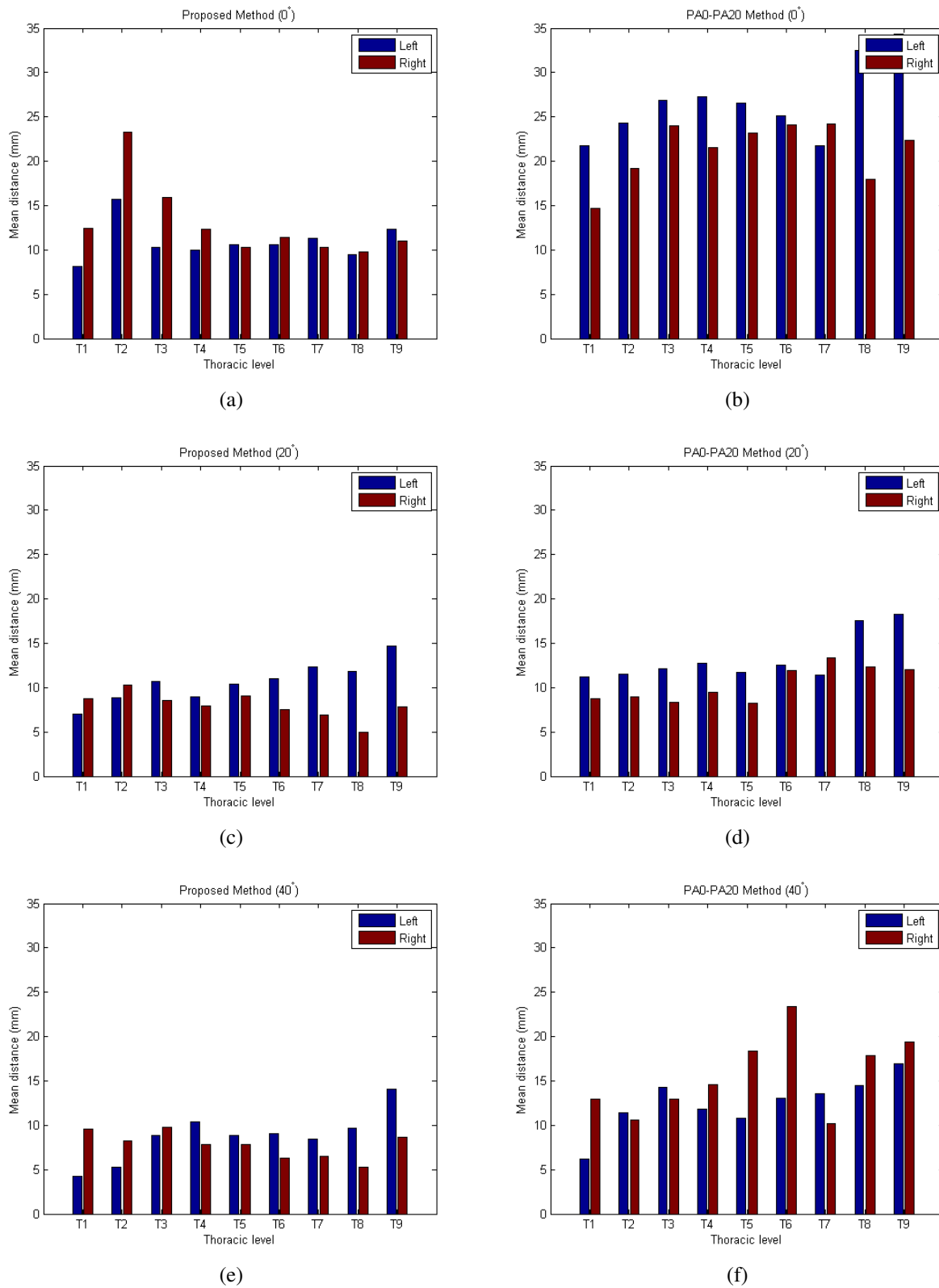


Figure 3.6 Evaluation of the distance between the gold standard and the proposed method (left column) and between the gold standard and the PA20-RM (right column) for the  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  and  $40^\circ$  configurations (top, middle and bottom).

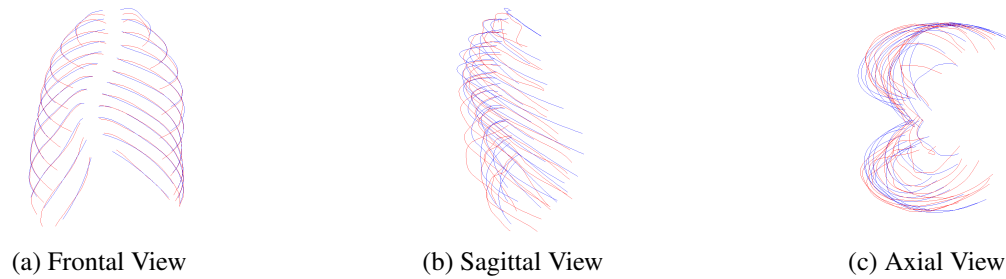


Figure 3.7 Comparison of the reconstructed ribs with the proposed method (blue) and the PA20-RM (red), for a typical patient, in the frontal view (a), sagittal view (b) and axial view (c).

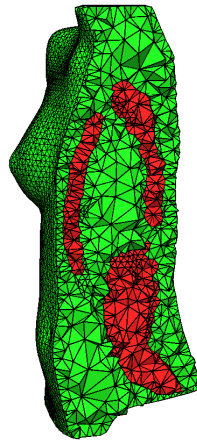


Figure 3.8 Tetrahedral mesh representing the external trunk surface (green), the soft tissues (green) and the internal bone structures (red).

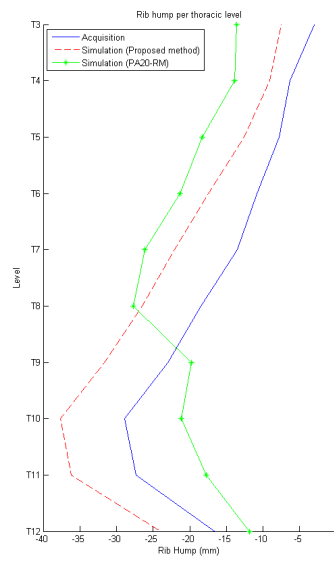


Figure 3.9 Rib Hump for the real external trunk surface (plain line), the simulated external trunk with our proposed method (dashed line) and the simulated external trunk surface with the PA20-RM (line with asterisks) [16, 27].

## CHAPITRE 4 : SIMULATION PHYSIQUE DE L'EFFET DE LA CHIRURGIE DU RACHIS SUR L'APPARENCE EXTERNE

Ce chapitre présente le simulateur de propagation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur la surface externe du tronc d'un patient scoliotique. Il met en lumière les effets d'utilisation d'une cage thoracique personnalisée par rapport à des modèles génériques déformés. Il est divisé en deux sections. La première section décrit le simulateur en tant que tel, et les modélisations géométriques de la cage thoracique qui a été intégrée dans le simulateur. La deuxième section présente les comparaisons de l'utilisation du simulateur avec une cage thoracique personnalisée par rapport à des modèles génériques déformés.

### 4.1 Description du simulateur

Tel que mentionné auparavant, le simulateur développé par Dionne [14] est basé sur l'approche de Teschner *et coll.* [15]. C'est un modèle de particules généralisé régit par des contraintes de distance, d'aire et de volume entre chaque nœud du maillage représentant le tronc du patient.

Pour être en mesure de simuler l'effet de la chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc d'un patient, il faut tout d'abord avoir cette surface externe (section 4.1.1). Ensuite, cette surface est recalée sur la reconstruction interne et un modèle volumique du patient est obtenu (section 4.1.2). Finalement, le simulateur analyse la configuration préopératoire et postopératoire de la structure interne et génère la surface externe postopératoire simulée (section 4.1.3).

#### 4.1.1 Acquisition et reconstruction 3D de la surface externe

À l'hôpital Sainte-Justine, l'acquisition de la surface externe du tronc est une pratique courante. La surface est acquise à partir d'un système calibré à quatre numériseurs, provenant de la compagnie Inspeck [55]. Les numériseurs sont placés autour du patient, qui se tient debout avec les bras légèrement écartés du tronc, de façon à couvrir l'ensemble de la partie supérieure du corps du patient (figure 4.1).

Chaque caméra projette une série de franges (lumière structurée) sur le patient, à tour de rôle, et récupère le résultat de la déformation des franges. La profondeur de chaque point de la surface est alors obtenue par triangulation. Ensuite, chaque caméra acquiert une image de texture du patient et l'applique sur la surface correspondante. Finalement, les surfaces des quatre caméras sont recalées puis fusionnées. La figure 4.2 montre le maillage final obtenu par le système Inspeck, avec et sans texture.



Figure 4.1 Système de caméra Inspeck (Tirée du LIV4D)

Le processus d'acquisition prend environ 5 secondes. La surface résultante possède en moyenne quarante à soixante-dix mille sommets. La précision de la reconstruction a précédemment été évaluée à 1,4 mm [52].

#### 4.1.2 Génération du maillage tétraédrique

Pour générer un modèle volumique d'un patient, il faut tout d'abord reconstruire sa structure osseuse interne. La colonne vertébrale et le bassin sont obtenus par la méthode de Dansereau *et coll.* [16], puis des modèles génériques sont déformés par krigeage dual [47, 48] pour avoir des modèles 3D complets de ces structures. Pour la cage thoracique, la méthode proposée est utilisée afin de reconstruire une surface pouvant attacher des tissus mous. Ensuite, la surface externe est recalée sur la géométrie interne puisqu'elles ont été acquises à des endroits différents par des systèmes ayant des référentiels différents.

La génération du modèle volumique est effectuée à l'aide d'un logiciel qui permet de créer un maillage tétraédrique à partir de surfaces fermées, soit TetGen [54]. Celui-ci n'accepte cependant que des surfaces complètement fermées, sans intersection et qui sont "two-manifold", c'est-à-dire que chaque point de la surface possède un voisinage qui peut être représenté entièrement dans  $\mathbb{R}^2$ . Puisque la surface externe reconstruite par le système Inspeck n'est pas complètement fermée, elle est remaillée avec l'outil FastRBF [56]. Cet outil permet de créer une surface implicite à partir du

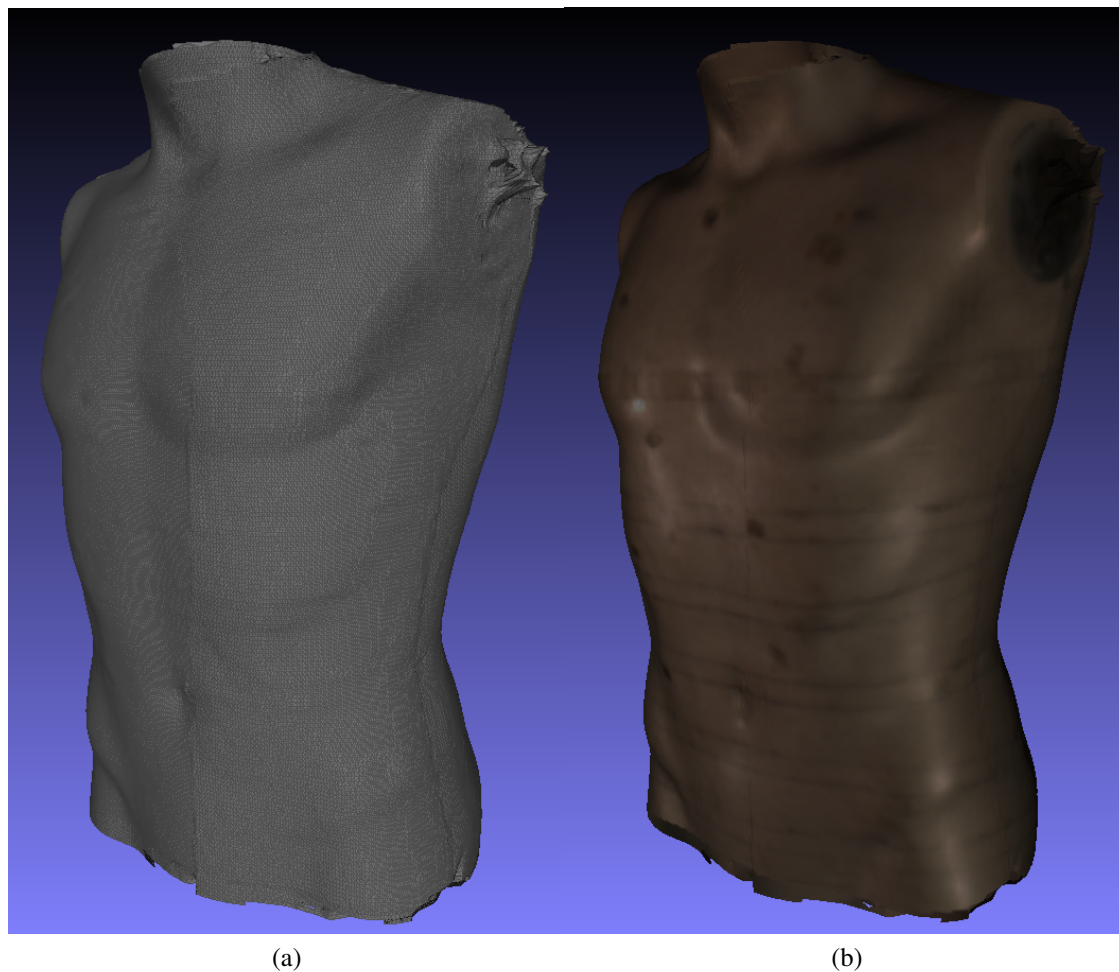


Figure 4.2 a) Maillage obtenu avec Inspeck sans texture et b) avec texture.

maillage original, puis d'obtenir un maillage d'une résolution arbitraire et sans trou (figure 4.3). Pour la structure osseuse, étant donné que les éléments générés par krigeage dual peuvent s'entrecouper entre eux et avec les nouvelles surfaces des côtes, un iso-contour est extrait en calculant un champ distance suivi de l'algorithme du cube baladeur [57]. Par contre, le champ distance utilisé pour générer cet iso-contour est un champ de valeurs signées. Autrement dit, selon la normale du triangle le plus proche du point où le champ est évalué, la distance assignée sera positive ou négative. Par exemple, si nous voulions construire une surface fermée autour d'un triangle, cela serait impossible, car le champ n'aurait pas le même signe tout autour du triangle. Donc, les côtes ne peuvent être représentées seulement par une simple surface ouverte.

Afin de rendre les surfaces des côtes générées adéquates pour la création de l'iso-contour, il faut qu'elles soient fermées et qu'elles renferment un volume. Pour ce faire, la première étape consiste à générer deux représentations de la ligne médiane décalées de part et d'autre de la surface originale.

En utilisant les points les plus proches sur les surfaces externes et internes, calculés à priori (voir section 3.3.4), il est possible d'obtenir la normale à la ligne médiane pour chaque couple de points  $(O_i, M_i, I_i)$ . Soit le point  $M_i, M_{i+1}, O_{i+1}$  et la normale  $\vec{N}_i$  au point  $M_i$ . Cette dernière est définie par le produit vectoriel entre le vecteur  $\overrightarrow{M_i O_{i+1}}$  et le vecteur  $\overrightarrow{M_i M_{i+1}}$ . La normale permet ensuite de spécifier deux points de part et d'autre du point  $M_i$  :

$$\begin{aligned} M_i^+ &= M_i + \alpha \vec{N}_i \\ M_i^- &= M_i - \alpha \vec{N}_i \end{aligned} \quad (4.1)$$

où  $\alpha$  est un facteur déterminé arbitrairement afin d'avoir l'épaisseur désirée. Puis, il suffit de mailler la surface avec les points  $M_i^+$  et  $M_i^-$  au lieu de  $M_i$ , à l'exception des premiers et derniers points, tels que décrits par l'algorithme 4.1. La figure 4.4.a présente un schéma du maillage, et la figure 4.4.b présente un résultat réel de côtes générées par cet algorithme.

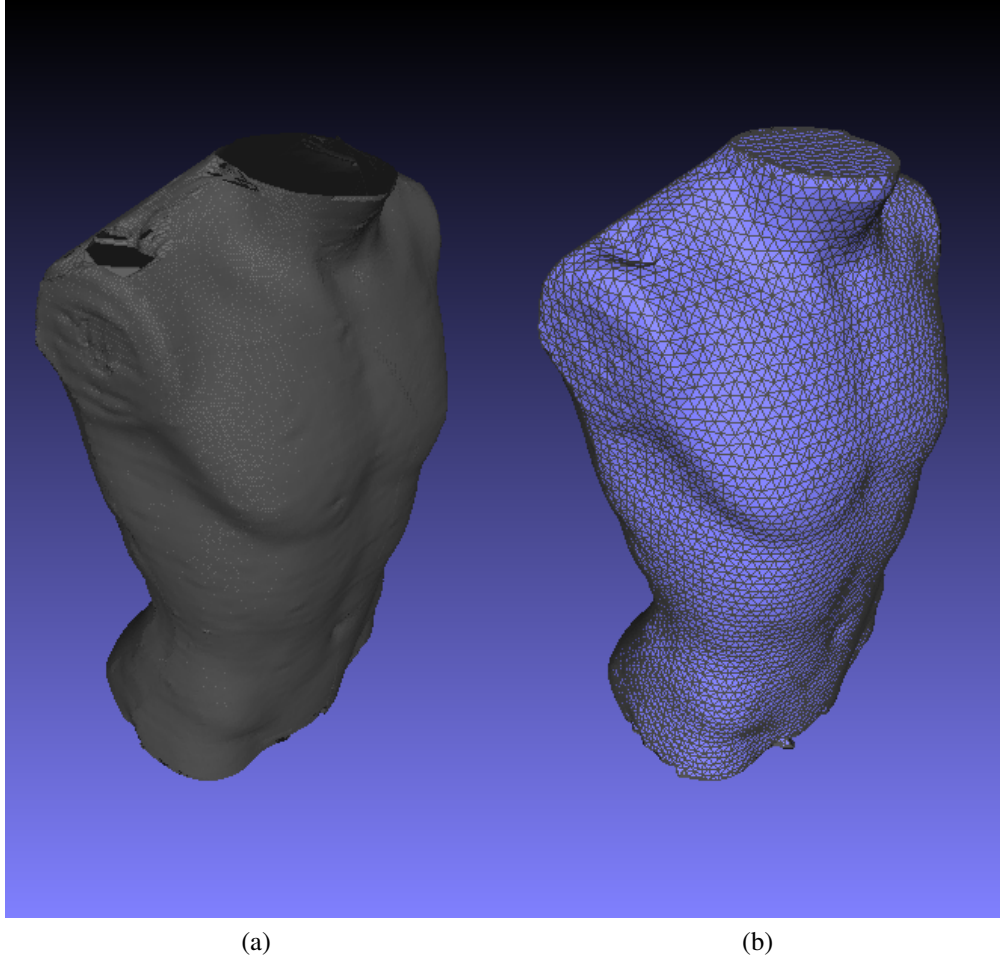


Figure 4.3 a) Maillage Inspeck original et b) remaillé avec FastRBF.



---

**Algorithme 4.1:** Maillage de côte surfacique fermée
 

---

```

pour  $i = 1 \dots N - 1$  faire
  si  $i == 1$  alors
     $T_1 = \{M_i, O_i, M_{i+1}^+\};$ 
     $T_2 = \{M_i, M_{i+1}^+, I_{i+1}\};$ 
     $T_3 = \{O_{i+1}, M_i, M_{i+1}^-\};$ 
     $T_4 = \{M_{i+1}^-, M_i, I_{i+1}\};$ 
  sinon si  $i == N - 1$  alors
     $T_1 = \{O_i, M_{i+1}, M_i^+\};$ 
     $T_2 = \{M_i^+, M_{i+1}, I_i\};$ 
     $T_3 = \{O_i, M_i^-, M_{i+1}\};$ 
     $T_4 = \{M_i^-, I_i, M_{i+1}\};$ 
  sinon
     $T_1 = \{O_i, O_{i+1}, M_{i+1}^+\};$ 
     $T_2 = \{O_i, M_{i+1}^+, M_i^+\};$ 
     $T_3 = \{M_i^+, M_{i+1}^+, I_{i+1}\};$ 
     $T_4 = \{M_i^+, I_{i+1}, I_i\};$ 
     $T_5 = \{O_i, M_{i+1}^-, O_{i+1}\};$ 
     $T_6 = \{O_i, M_i^-, M_{i+1}^-\};$ 
     $T_7 = \{M_i^-, I_{i+1}, M_{i+1}^-\};$ 
     $T_8 = \{M_i^-, I_i, I_{i+1}\};$ 
  fin si
fin pour

```

---

Lorsque les deux surfaces sont compatibles avec le logiciel TetGen, celui-ci peut générer un maillage tétraédrique. Le vide entre la surface et la structure interne ainsi que celui à l'intérieur même de la structure interne est rempli en appliquant le raffinement de Delaunay, tel que décrit par Shewchuk [58]. Une contrainte de volume pour chaque tétraèdre est imposée, ainsi qu'une limite au niveau du rapport entre le rayon de la plus petite sphère englobant un tétraèdre et son arête la plus petite, cela afin d'assurer une qualité et une uniformité adéquate du maillage. La figure 4.5 montre une coupe transversale d'un maillage tétraédrique généré par TetGen.

#### 4.1.3 Modélisation de la procédure chirurgicale

Lorsque le maillage tétraédrique est disponible, il est possible de simuler l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe du tronc d'un patient à l'aide du simulateur développé par K.-C. Assi et O. Dionne. Celui-ci prend en entrée le maillage tétraédrique du tronc ainsi que la configuration interne (reconstruction par modèle filaire) préopératoire et postopératoire.

Soit  $\Omega \subset \mathbb{R}^3$  les tissus mous du tronc et  $B \subset \mathbb{R}^3$  la structure osseuse interne. Un patient en configuration préopératoire peut être représenté par  $V = B \cup \Omega$ . Suite à la procédure chirurgicale, qui

est modélisée par le changement de la configuration préopératoire à la configuration postopératoire, la structure osseuse passe de  $B$  à  $B'$ . Par le fait même, tout point  $\mathbf{x} = (x, y, z)$  appartenant aux tissus mous devient  $\mathbf{x}' = (x', y', z')$ , ce qui implique que  $\Omega$  devient  $\Omega'$ . La frontière externe des tissus mous, la surface externe du tronc, subit la même transformation, c'est-à-dire qu'elle passe de  $S_V$  à  $S_{V'}$ . Donc, la procédure revient à trouver  $S_{V'}$  étant donné  $B$ ,  $B'$  et  $S_V$ .

La déformation du tronc du patient est modélisée par :

$$V' = \tau \circ \mathcal{T}(V) \quad (4.2)$$

où  $\mathcal{T}$  est une première approximation de la déformation, calculée à partir du changement de configuration interne, et  $\tau$  est une correction appliquée sur  $\mathcal{T}$ . Soit  $L^0 = \{\mathbf{l}_i^0 \in \mathbb{R}^3 \mid i = 1, \dots, n\}$  et  $L^1 = \{\mathbf{l}_i^1 \in \mathbb{R}^3 \mid i = 1, \dots, n\}$  les repères anatomiques préopératoires et postopératoires de la structure osseuse, respectivement. La transformation  $\mathcal{T}$  est définie par une fonction d'interpolation  $F(\mathbf{x}) = (f_x(\mathbf{x}), f_y(\mathbf{x}), f_z(\mathbf{x}))$  ayant comme contraintes  $F(\mathbf{l}_i^0) = \mathbf{l}_i^1$ . Cette fonction de déformation est réalisée par les splines plaques minces [59]. Soit  $E(\mathbf{X}_b, \mathbf{X}_t)$  l'énergie potentielle totale du système pour une configuration donnée, qui a été adaptée de Teschner *et coll.* [15] pour prendre en considération la gravité, où  $\mathbf{X}_t = (\mathbf{x}_1^{(t)}, \dots, \mathbf{x}_{m_1}^{(t)})$  sont les points (ou masses) du maillage des tissus mous et  $\mathbf{X}_b = (\mathbf{x}_1^{(b)}, \dots, \mathbf{x}_{m_2}^{(b)})$  sont les points du maillage de la structure osseuse. La transformation  $\tau$  est définie comme étant une recherche de la configuration  $\mathbf{X}_t^{eq}$  qui minimise l'énergie globale du système :

$$\mathbf{X}_t^{eq} = \arg \min_{\mathbf{X}_t} E(\mathbf{X}_b, \mathbf{X}_t) \quad (4.3)$$

Cette étape est réalisée par une méthode itérative bien connue en statique moléculaire [60], basée sur la descente du gradient. À noter que les paramètres qui interviennent durant la minimisation d'énergie sont déterminés empiriquement. L'algorithme 4.2 résume les grandes étapes de la simulation.

---

**Algorithme 4.2:** Simulation de l'apparence postopératoire

---

**Entrées :**  $B, B', S_V$

**Sorties :**  $S_{V'}$

**début**

**Assigner** les paramètres du modèle de façon empirique ;

**Trouver**  $\mathcal{T}$  connaissant  $L^0$  et  $L^1$  ;

**Calculer**  $V'' \leftarrow \mathcal{T}(V)$  ;

**Minimiser** l'énergie :  $V' \leftarrow \tau(V'')$  ;

**Extraire** la surface  $S_{V'}$  à partir de  $V'$  ;

**Retourner**  $S_{V'}$

**fin**

---

## 4.2 Résultats

Afin de confirmer ou d'infirmer l'utilité d'une cage thoracique personnalisée par rapport à une cage thoracique obtenue par déformation de modèles génériques, des tests ont été réalisés avec trois patients.

Pour la configuration préopératoire de chacun des patients, deux reconstructions internes ont été obtenues, l'une par la méthode de Dansereau *et coll.* [16] et l'autre par la méthode présentée dans le chapitre 3. Un modèle 3D complet est généré pour la première, alors que pour la seconde, seulement la colonne vertébrale et le bassin sont reconstruits par krigeage puisque les côtes sont générées par la nouvelle méthode proposée. Ensuite, leur iso-contour respectif est obtenu. La figure 4.6 montre les deux structures osseuses reconstruites à cette étape, pour chaque patient. Les cages thoraciques obtenues par la nouvelle méthode ne possèdent pas de sternum, puisque celles-ci n'ont pas été générées par l'étape de krigeage.

Suite à cela, les topographies de surface, qui ont été reconstruites préalablement, sont recalées sur les structures internes. Pour y parvenir, des marqueurs radio-opaques sont placés sur les patient lors de l'acquisition des topographies de surface et des radiographies. Les marqueurs sont ensuite mis en correspondance dans les deux modalités puis une transformation rigide est calculée. Cette transformation est appliquée sur l'ensemble du maillage des topographies de surface. Dans les cas, c'est-à-dire avec l'ancienne cage et avec la nouvelle cage, la même topographie de surface recalée est utilisée. Finalement, les maillages tétraédriques sont générés pour ces cas.

Pour la configuration postopératoire de chacun des patients, seules les reconstructions par modèle filaire sont obtenues, encore une fois par la méthode de Dansereau *et coll.* [16] et par la nouvelle méthode. La reconstruction interne préopératoire, postopératoire et le maillage tétraédrique sont ensuite fournis au simulateur, puis la surface externe postopératoire simulée est récupérée. Pour chaque cas, les paramètres par défaut du simulateur ont été considérés et le temps de calcul a été fixé à cinq minutes, puisque l'équilibre n'était pas atteint dans certaines régions comme les frontières du cou et du bassin. La figure 4.7 montre une comparaison entre la surface externe préopératoire, les surfaces externes postopératoires simulées et la surface externe postopératoire réelle, pour les trois patients respectivement.

Des indices cliniques ont été calculés à partir de la surface externe du tronc pour les surfaces simulées et les surfaces réelles. Ces indices sont la rotation du dos (*back surface rotation* (BSR)) et la gibbosité, et sont calculés pour chaque niveau vertébral entre T3 et T12 inclusivement. Le BSR correspond à l'angle formé par la double tangente des points les plus postérieurs de chaque côté d'une section du tronc par rapport aux épinos iliaques antéro-supérieures, en degré. La gibbosité est définie comme étant la différence, en mm, de la position sur l'axe postéro-antérieur des points les plus postérieurs de chaque côté d'une section du tronc. Une section du tronc est obtenue en

calculant l'intersection d'un plan horizontal centré sur le centroïde d'une vertèbre avec la topographie de surface. Les figures 4.8-4.10 montrent, respectivement pour chaque patient, la comparaison des indices cliniques (BSR et gibbosité) pour les deux topographies de surface simulées et la surface réelle. Les erreurs absolues moyennes du BSR et de la gibbosité, pour les trois patients, sont présentés dans le tableau 4.1

Tableau 4.1 Erreurs absolues moyennes du BSR et de la gibbosité pour les trois patients simulés

		BSR		Gibbosité	
		Erreur absolue moyenne (°)	Écart-type (°)	Erreur absolue moyenne (mm)	Écart-type (mm)
Patient 1	$S_N$	1,58	0,37	6,89	2,15
	$S_O$	3,29	1,29	8,61	2,89
Patient 2	$S_N$	5,04	3,25	11,37	7,41
	$S_O$	5,29	3,09	12,33	7,51
Patient 3	$S_N$	5,19	1,85	10,19	4,93
	$S_O$	4,33	1,69	9,01	7,51

( $S_N$ ) Simulation avec la nouvelle cage

( $S_O$ ) Simulation avec la cage originale

La corrélation entre le BSR réel et le BSR simulé, ainsi que la corrélation entre la gibbosité réelle et la gibbosité simulée, ont été calculées pour les deux cas de simulation de chacun des patients. Les figures 4.11-4.13 montrent ces résultats. Le tableau 4.2 présente les différents coefficients de Pearson du BSR et de la gibbosité des deux simulations, et ce pour chaque patient.

Tableau 4.2 Coefficients de Pearson du BSR et de la gibbosité pour les trois patients

		BSR	Gibbosité
Patient 1	$S_N$	0,97	0,99
	$S_O$	0,76	0,32
Patient 2	$S_N$	0,65	0,71
	$S_O$	0,89	0,88
Patient 3	$S_N$	0,80	0,84
	$S_O$	0,85	0,74

( $S_N$ ) Simulation avec la nouvelle cage

( $S_O$ ) Simulation avec la cage originale



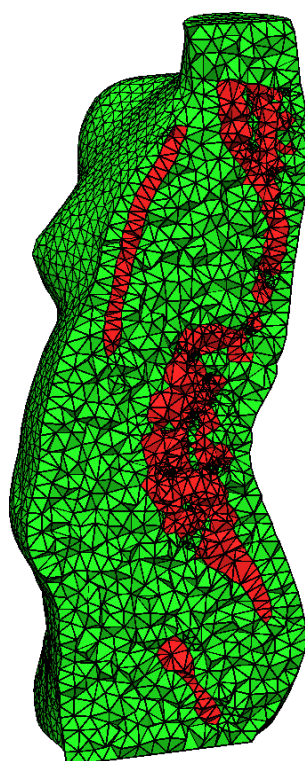
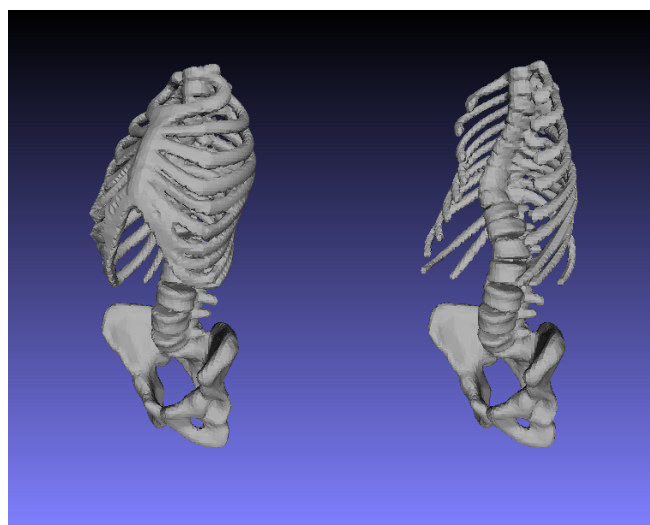
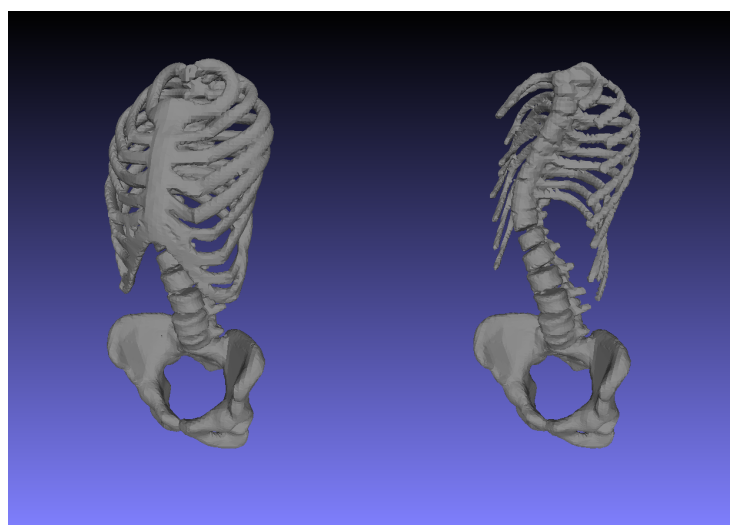


Figure 4.5 Coupe transversale du maillage tétraédrique généré par TetGen



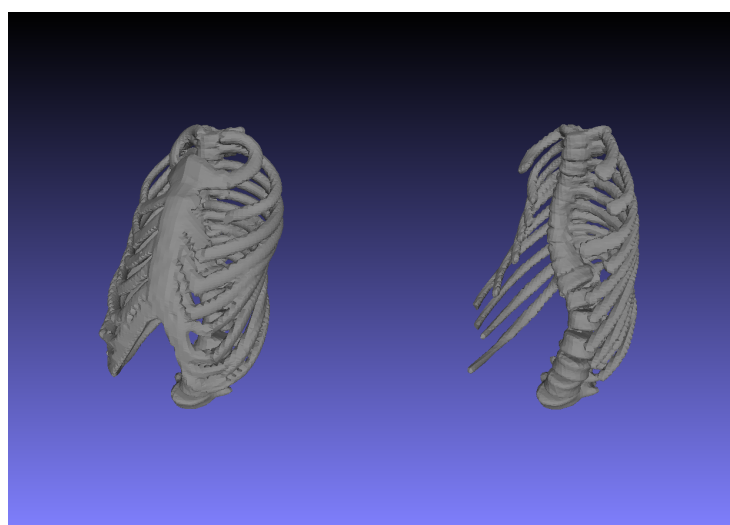
(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

(f)

Figure 4.6 a-c-e) Iso-contour des cages thoraciques obtenues par krigeage et b-d-f) iso-contour des cages thoraciques obtenues par la nouvelle méthode, pour les patients 1 à 3 respectivement.

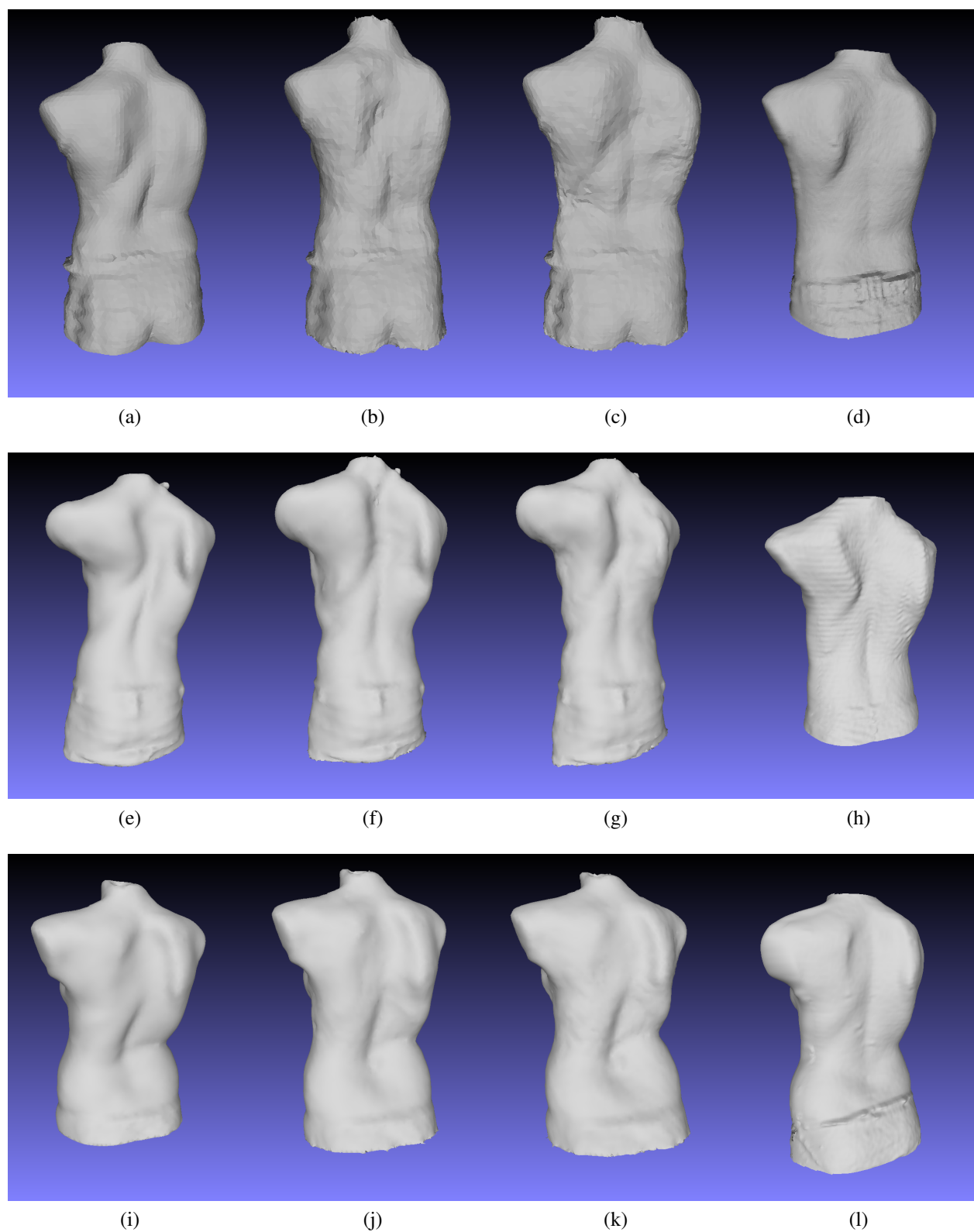


Figure 4.7 Comparaison des topographies de surfaces a) préopératoire, b) postopératoire simulée avec la cage thoracique obtenue par krigeage, c) postopératoire simulée avec la nouvelle cage thoracique et d) postopératoire réelle pour la patient 1. e-h) Idem pour le patient 2. i-l) Idem pour le patient 3.



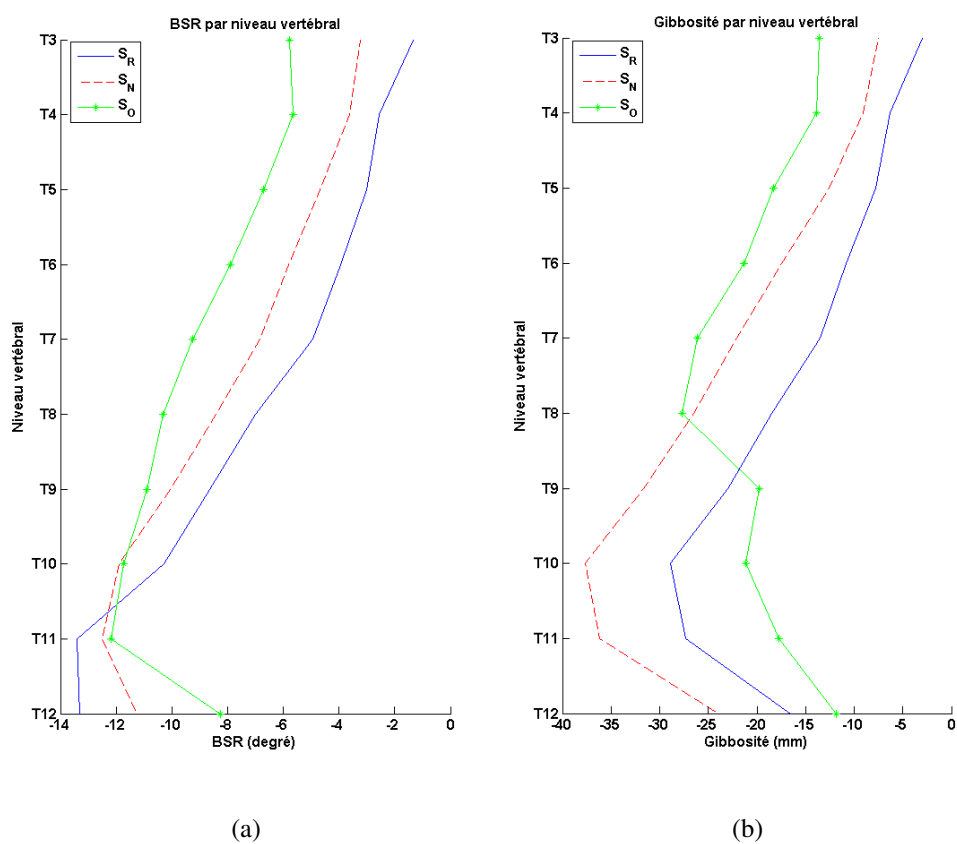


Figure 4.8 Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 1).

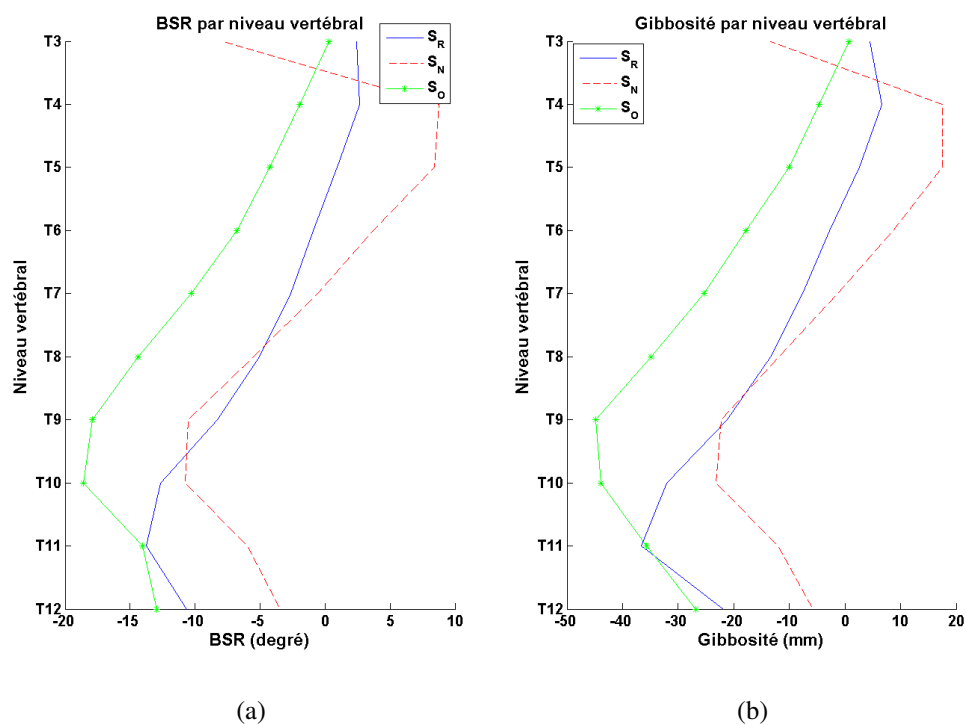


Figure 4.9 Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 2).

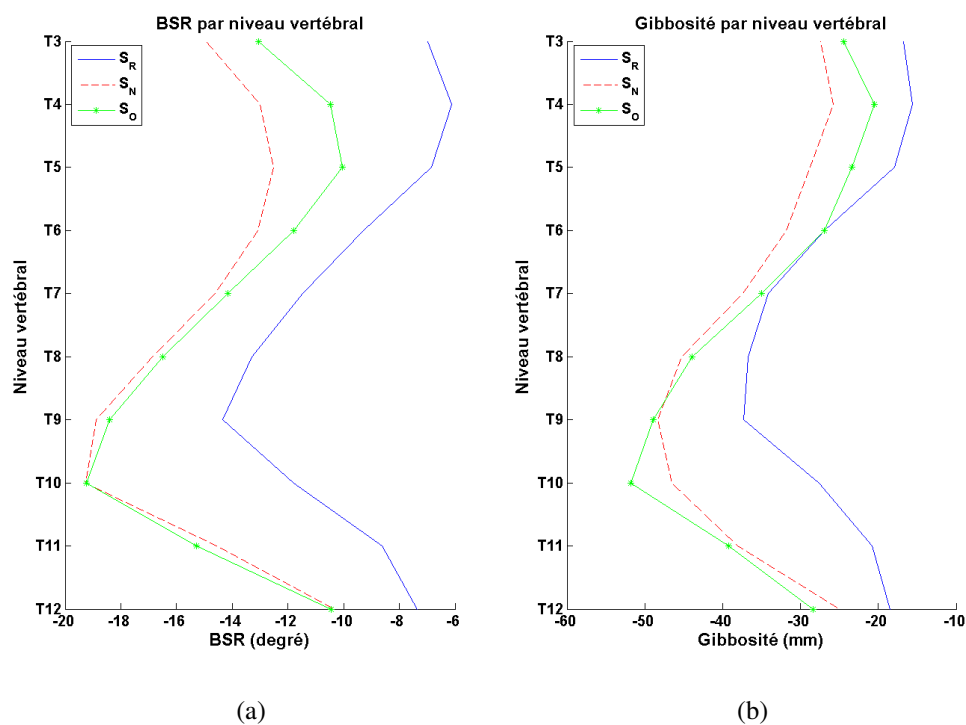


Figure 4.10 Comparaison des surfaces externes du tronc postopératoire réelle ( $S_R$ ), simulée avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et simulée avec la cage thoracique originale ( $S_O$ ), pour a) le BSR et b) la gibbosité (Patient 3).

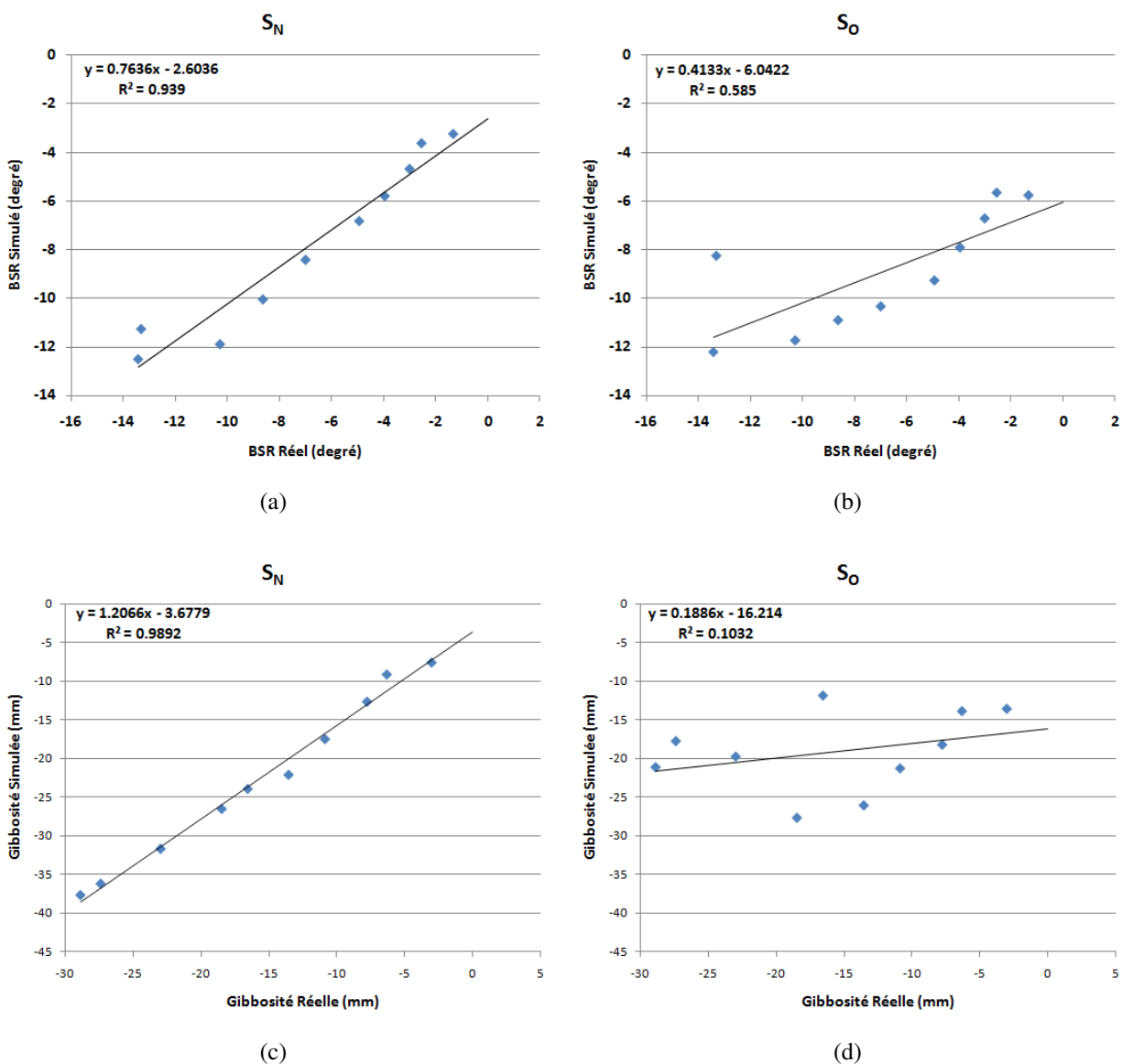


Figure 4.11 Patient 1 - Corrélation entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélation entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ).

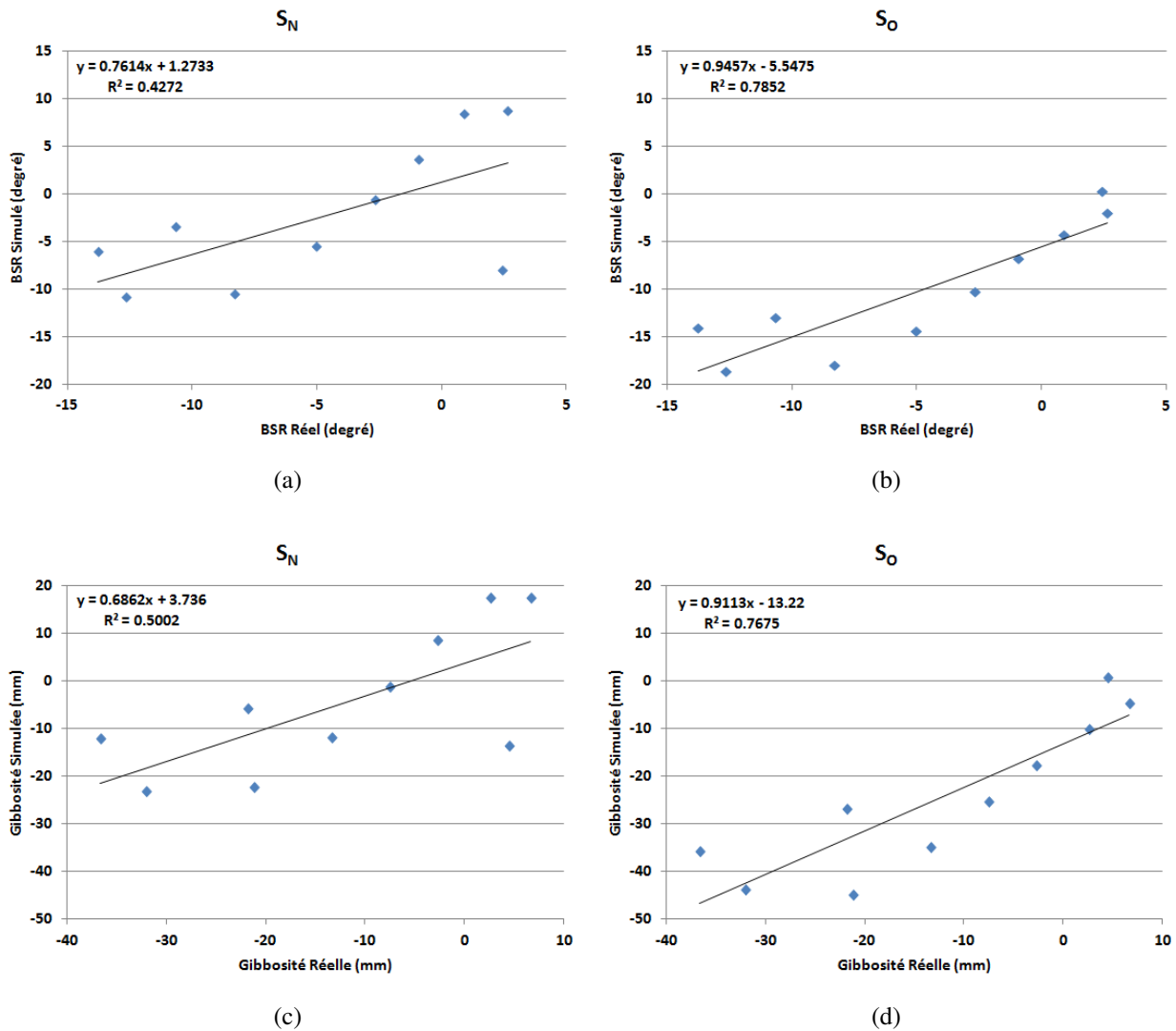


Figure 4.12 Patient 2 - Corrélation entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélation entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ).

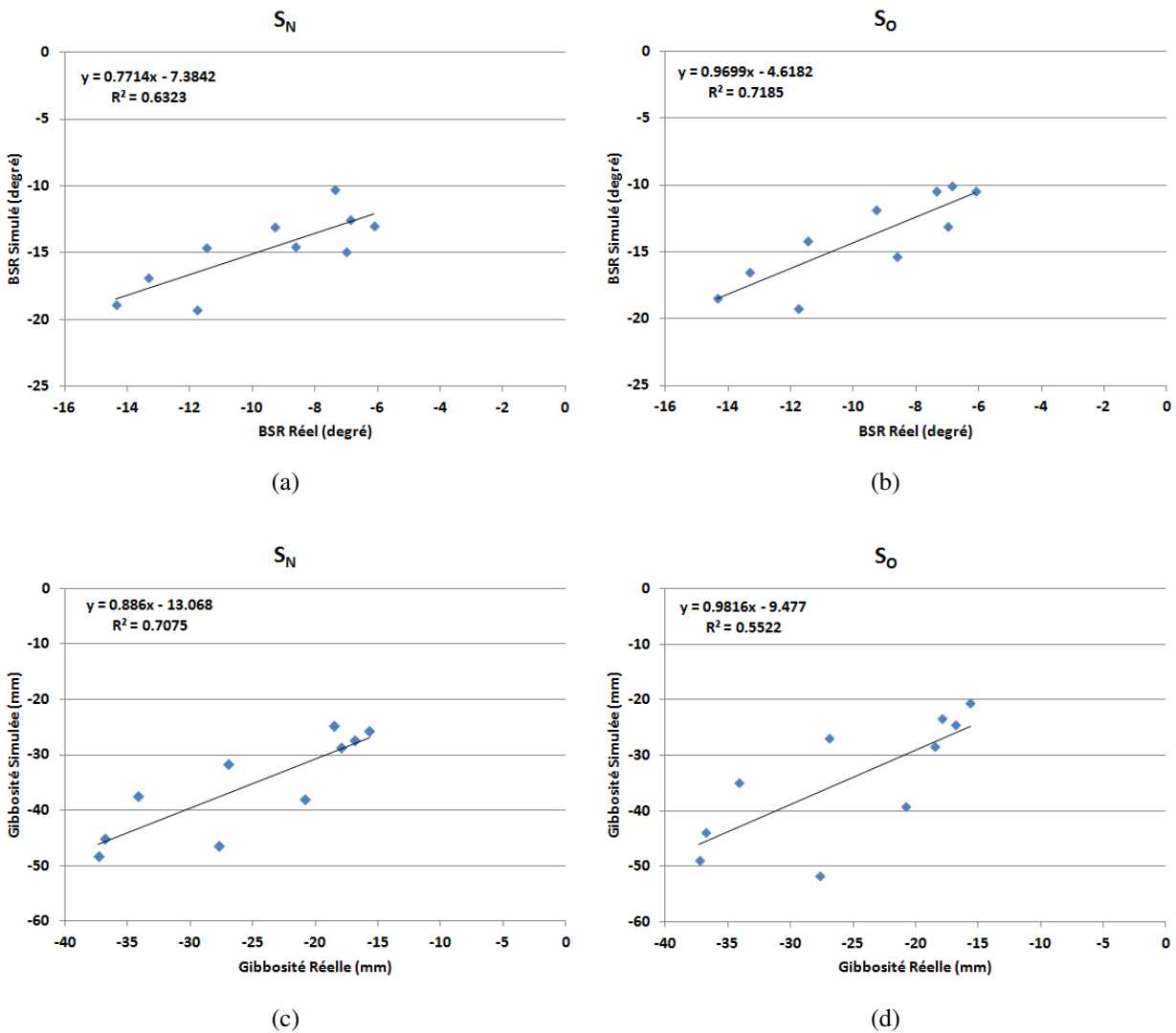


Figure 4.13 Patient 3 - Corrélation entre le BSR réel et le BSR simulé pour a) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et b) la cage thoracique originale ( $S_O$ ). Corrélation entre la gibbosité réelle et simulée pour c) la simulation avec la nouvelle cage thoracique ( $S_N$ ) et d) la cage thoracique originale ( $S_O$ ).

## CHAPITRE 5 : DISCUSSION GÉNÉRALE

La méthode développée dans le cadre de ce travail de recherche propose une reconstruction 3D personnalisée de la cage thoracique du patient. Elle se base uniquement sur les radiographies standards, soit postéro-antérieure à  $0^\circ$  et latérale. De plus, elle est semi-automatique, car elle utilise une détection semi-automatique des côtes dans la vue postéro-antérieure [38], et une détection interactive dans la vue latérale. Sa plus grande force réside dans le fait qu'elle est en mesure d'estimer la reconstruction des côtes qui sont très difficiles, voire impossibles, à détecter dans la vue latérale, nécessitant seulement qu'elles soient détectées dans la vue PA-0 et que les côtes inférieures soient reconstruites.

Cette méthode peut reconstruire aussi bien la cage thoracique de patients sains que de patients très scoliotiques. Par ailleurs, contrairement aux autres méthodes, elle est capable de générer une surface 3D qui représente l'épaisseur réelle des côtes, et ce, sans déformation de modèles génériques provenant d'images CT de cages thoraciques en position couchée ou tout simplement de cylindres généralisés. De plus, ces côtes peuvent être utilisées dans un simulateur bio-mécanique afin d'en accroître la précision. Même si les résultats de simulation obtenus sur les trois patients sont très variables, ils démontrent tout de même qu'ils sont fortement liés à la qualité des reconstructions de la cage thoracique. D'ailleurs, les cages thoraciques obtenues pour les deux derniers patients de simulation ne sont pas de très bonne qualité, en raison des difficultés à effectuer les détections de contours de côtes dans les radiographies latérales, ce qui explique que ces résultats de simulation ne sont pas très bons. Donc, meilleures seront les reconstructions de cage thoracique, meilleures seront les résultats de simulations.

La précision de la reconstruction des côtes visibles sur la paire de radiographies a été démontrée comme étant supérieure aux reconstructions effectuées avec la méthode de Dansereau *et coll.* [16], souvent utilisée comme référence. En plus, une évaluation qualitative a montrée que la reconstruction des côtes visibles par la méthode proposée est beaucoup plus fiable que la reconstruction obtenue par la méthode de Dansereau *et coll.* et même celle obtenue par la méthode de Séoud *et coll.*. En effet, les côtes visibles reconstruites par la méthode proposée ne débordent pas en dehors de la surface externe du patient, comparativement aux autres méthodes (voir tableau 5.1).

Une contribution importante du projet est l'utilisation d'un modèle 3D synthétique représentant une vraie cage thoracique comme moyen d'évaluation. Celui-ci, numérisé à l'aide d'un appareil de mesure tridimensionnelle, permet une évaluation objective des méthodes de reconstructions. Cette méthode d'évaluation devrait dorénavant être utilisée au lieu de se comparer à des modèles obtenus par segmentation CT, car ceux-ci proviennent d'une cage thoracique en position couchée et ne représentent pas fidèlement les déformations que subit la cage thoracique lorsque le patient est de-

Tableau 5.1 Nombre et longueur de débordement selon chaque portion de côte

N=151	$R_{\text{Dansereau}}$		$R_{\text{Séoud}}$		$R_{\text{Proposée}}$	
	n	l	n	l	n	l
Tête costale	2	5	0	0	0	0
Postérieure	16	196	1	7	0	0
Latérale	10	135	0	0	0	0
Antérieure	8	69	0	0	0	0
Total	36	405	1	7	0	0

(N) Nombre total de côtes reconstruites par  $R_{\text{Proposée}}$ 

(n) Le nombre de débordement

(l) La longueur du débordement

bout. De plus, la précision des côtes prédites s'est avérée être du même ordre que la reconstruction effectuée par la méthode de Dansereau *et coll.* [16].

La méthode présentée offre des possibilités intéressantes pour divers problèmes nécessitant une connaissance de la cage thoracique. En plus de la simulation de la propagation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc, la simulation de l'effet de la chirurgie des côtes sur la surface externe est une avenue qui bénéficierait grandement d'une reconstruction personnalisée de la cage thoracique. Étant donné que le chirurgien doit parfois procéder à une thoracoplastie suite à une correction du rachis, l'ajout de la simulation de l'effet de la chirurgie des côtes au simulateur existant lui permettrait de prévoir toutes les opérations nécessaires à entreprendre, cela en une seule visite du patient. Nous pouvons penser aussi à la reconstruction 3D des poumons. Comme pour Koehler *et coll.* [37], la cage thoracique permet de définir une enveloppe contraignant l'emplacement des poumons. L'utilisation d'une cage thoracique personnalisée permettrait de mieux définir cette enveloppe, et par le fait même, obtenir une meilleure reconstruction des poumons. Finalement, l'intégration d'une cage thoracique personnalisée dans les études de corrélation entre la structure osseuse interne et la surface externe du tronc d'un patient serait bénéfique. Ultimement, cette voie permettrait de décrire les déformations internes à partir de la topographie de surface, ce qui entraînerait une diminution du nombre de radiographies que le patient doit subir afin de faire un suivi clinique de sa scoliose.

Cependant, la méthode proposée n'est pas sans limites. La prédiction des côtes est loin d'être parfaite. Premièrement, la mise à l'échelle effectuée afin d'avoir une optimisation d'orientation optimale ne tient pas compte de l'aspect tridimensionnel de la côte. De plus, cette mise à l'échelle n'est effectuée que sur l'axe des X, l'axe postéro-antérieur du patient, alors que les côtes subissent quand même un rétrécissement (ou agrandissement) au niveau de l'axe Y, soit l'axe latéral, entre chaque niveau vertébral. Une autre approche a été envisagée pour obtenir l'orientation du plan



d'une côte à partir des côtes inférieures. Celle-ci se base sur le changement d'orientation inter-vertébrale. Chaque référentiel d'une vertèbre peut être représenté par le référentiel de la vertèbre directement sous elle, suivi d'une transformation géométrique [61]. Malheureusement, des tests ont montré que cette transformation, lorsqu'appliquée sur les côtes, ne donne pas de bons résultats. Cela indique que les côtes ne subissent pas les mêmes transformations, ou déformations, que la colonne vertébrale.

Par ailleurs, le problème de prédiction des côtes n'affecte pas seulement la qualité de la reconstruction, mais aussi celle de la simulation de la propagation de la correction du rachis sur la surface externe du tronc. Lorsque les côtes sont mal prédites, celles-ci risquent de déborder en dehors de la topographie de surface recalée sur la structure interne. Mais comme nous avons besoin de deux surfaces fermées bien distinctes qui ne se croisent pas afin de générer le maillage tétraédrique, une modification doit être effectuée à l'une ou l'autre des surfaces. Il y a deux solutions temporaires que nous avons envisagées. La première consiste à modifier les côtes afin qu'elles ne débordent plus, cependant la configuration résultante ne représente plus vraiment le patient. La seconde consiste à agrandir de façon uniforme la surface externe afin que les structures osseuses ne débordent pas. Cela modifie légèrement les résultats de simulations, certes, mais la déformation subie reste essentiellement la même puisque la structure interne n'a pas été déformée. De plus, connaissant le facteur d'agrandissement initial, il est possible d'appliquer son inverse afin de retrouver, à quelques erreurs près, la surface externe finale qui aurait été générée s'il n'y avait pas eu d'agrandissement. Cette dernière méthode a été utilisée lors de la simulation du patient présentée dans la section 4.2. Afin d'avoir une comparaison équitable, la même surface agrandie a été utilisée pour les deux reconstructions internes.

Le simulateur n'est pas sans faille non plus. En effet, tant pour notre étude que celle effectuée par O. Dionne [14], le simulateur n'a été validé qu'avec un nombre relativement petit de patient, soit un seul pour Dionne et trois dans notre cas. Même si les résultats sont favorables, il est clair qu'une étude étendue doit être faite afin de valider rigoureusement les capacités de celui-ci. Non seulement cela permettra de valider le modèle mathématique, mais nous pourrons aussi vérifier si la méthode développée au cours de ce projet permet effectivement d'améliorer les résultats de simulation. Celle-ci a été validée au niveau de la précision de ses reconstructions, et non au niveau de l'apport qu'elle fournit au simulateur. En validant la méthode avec une cohorte de patients beaucoup plus grande, nous pourrons vérifier si elle permet effectivement de fournir une meilleure évaluation clinique avec le simulateur.

Plusieurs points importants du simulateur restent encore à être améliorés. Pensons tout d'abord aux paramètres du modèle physique. Ceux-ci sont dupliqués sur tous les nœuds du maillage représentant les tissus mous. Bien entendu, le corps humain n'est pas composé uniformément d'un seul tissu mou entre la peau et les os. Les différentes couches, telles que le derme, l'épiderme, les

muscles et les organes doivent être mieux représentés si l'on désire avoir une simulation qui se rapproche le plus possible de la réalité. Ces couches ne sont pas visibles avec une radiographie, alors il faut introduire d'autres modalités d'imagerie.

Un autre point important à considérer est le fait qu'il nécessite d'avoir la reconstruction interne postopératoire, ce qui vient à l'encontre d'un modèle de prédiction. Une solution a été envisagée afin de prédire la configuration postopératoire d'un patient scoliotique quelconque à partir de la correction intervertébrale d'un patient proche. Cependant, cette correction n'a pu être transférée correctement lors de nos tests. De plus, comme mentionné précédemment, les côtes ne subissent pas les mêmes transformations que les vertèbres. Nous ne pouvons appliquer directement une correction vertébrale aux côtes, car celles-ci ne sont pas rigides. En réalité, elles sont flexibles, et les contraintes imposées par les tissus mous font en sorte qu'elles ne se déforment pas de la même façon que la colonne vertébrale.

## CHAPITRE 6 : CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

### 6.1 Synthèse des travaux

Une nouvelle méthode, permettant de reconstruire en 3D une cage thoracique de façon personnalisée, fut proposée et détaillée dans ce mémoire. Celle-ci ne se base que sur les radiographies standards, soit PA-0 et LAT. En premier lieu, une technique de reconstruction automatique des côtes, basée sur un algorithme de détection semi-automatique des côtes, fut mise au point. Celle-ci permet l'amélioration de la précision de la reconstruction par rapport aux anciennes méthodes. De plus, une prédiction des côtes non détectables dans la vue latérale, réalisée à partir des côtes déjà reconstruites et d'une étude statistique sur des cages thoraciques de patients scoliotiques, offre une cage thoracique complète tout en restant personnalisée. Finalement, une génération de surface représentant l'épaisseur réelle d'une côte a été ajoutée afin de recueillir une information supplémentaire à la ligne médiane de la côte.

Une validation rigoureuse fut faite grâce à un modèle synthétique de cage thoracique. Ce modèle fut déformé selon trois types de scolioses : aucune déformation ( $0^\circ$ ), déformation mineure à  $20^\circ$  et déformation majeure à  $40^\circ$ . Pour chacune de ces configurations, le modèle fut numérisé par un appareil de mesures très précis, et des radiographies furent prises. La méthode proposée fut comparée à l'ancienne méthode utilisée à Sainte-Justine. Au niveau de la précision de la reconstruction des côtes visibles sur une paire de radiographies, la nouvelle méthode offre une erreur moyenne de 11,95 mm ( $\pm 6,56$  mm), 9,30 mm ( $\pm 5,86$  mm) et 8,27 mm ( $\pm 5,16$  mm), comparativement à l'ancienne méthode qui offre une erreur moyenne de 23,98 mm ( $\pm 11,09$  mm), 11,80 mm ( $\pm 6,56$  mm) et 14,05 mm ( $\pm 9,59$  mm), respectivement pour les configurations à  $0^\circ$ ,  $20^\circ$  et  $40^\circ$ . Pour les côtes estimées, celles-ci offrent une précision du même ordre que les côtes reconstruites avec l'ancienne méthode, car la distance moyenne des côtes estimées par rapport aux anciennes côtes est comprise à l'intérieur de la précision de ces dernières.

Ce projet fut réalisé dans le cadre de la simulation physique de la propagation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc d'un patient scoliotique. Un simulateur, développé au laboratoire de l'auteur, existe déjà depuis quelques années. Celui-ci se base sur la configuration interne préopératoire et postopératoire afin de modéliser les changements à appliquer sur la surface externe du tronc. Les résultats obtenus démontrent clairement que la méthode proposée de reconstruction de la cage thoracique est favorable à l'amélioration de la prédiction de l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe.

La méthode proposée comporte bien sûr certaines limites. La plus importante provient du processus de prédiction des côtes non détectées dans la radiographie latérale. En effet, en raison de la

nature de la mise à l'échelle des côtes et de l'optimisation de leur orientation, il se peut qu'une côte estimée soit beaucoup plus longue ou plus courte qu'elle ne l'est en réalité. D'ailleurs, la banque de patient utilisée pour générer les orientations moyennes n'est composée que de quarante patients, ce qui est très peu pour représenter les différentes variations scoliotiques. Et cela n'affecte pas seulement la qualité de la reconstruction de la cage thoracique, mais aussi la simulation physique de la propagation de l'effet d'une chirurgie du rachis sur l'apparence externe du tronc. Lorsque les côtes estimées débordent de la surface externe du tronc, des modifications doivent être apportées sur les structures internes ou la surface externe, modifiant la configuration réelle du patient. Une dernière limite, mais non la moindre, est que l'apport de la cage thoracique personnalisée au simulateur n'a été évalué que sur trois patients.

## 6.2 Améliorations futures

Afin d'améliorer la méthode développée au cours de cette maîtrise, et pour faire suite au projet, les recommandations suivantes sont formulées :

1. (a) Améliorer la banque de patients utilisée pour le modèle prédictif afin d'avoir un modèle de variabilité pour chaque classe de déformation scoliotique. Dans le cas particulier d'une thoracique, obtenir trois sous classes de sévérité. De plus, utiliser ce modèle moyen pour générer la mise à l'échelle et l'orientation des côtes prédites. Ou bien
  - (b) générer l'orientation et la mise à l'échelle d'une côte avant optimisation à partir de la reconstruction 3D interne d'un patient ayant une configuration similaire.
2. Développer une méthode de traitement d'image de la radiographie latérale afin d'améliorer les détections de contours des côtes, et peut-être même de permettre la détection des côtes de niveau supérieur.
3. Étudier la variabilité inter-opérateur de la reconstruction 3D de la cage thoracique, en raison d'une intervention interactive lors de l'identification des côtes sur la radiographie latérale.
4. Valider l'apport d'une cage thoracique personnalisée au simulateur avec une plus grande cohorte de patients scoliotiques.

Des recommandations et améliorations sont aussi présentées pour le simulateur physique même :

1. Personnaliser le maillage tétraédrique à l'aide d'IRM recalés sur la reconstruction interne et la topographie de surface.
2. Intégrer un modèle multicouche, chacune ayant ses propriétés mécaniques.
3. Inférer des informations de réductibilité des déformations du tronc à partir des tests de flexion latérale et les intégrer dans le simulateur.

4. Développer une méthode de prédiction de configuration interne postopératoire en proposant une nouvelle métrique qui retrouve le patient le plus similaire dans une base de données de patients déjà opérés, afin de supprimer le besoin de cette donnée pour simuler l'effet de la correction du rachis sur l'apparence externe.
5. Valider le simulateur sur une plus grande cohorte de patients.

## RÉFÉRENCES

- [1] E. J. Rogala, D. S. Drummond et J. Gurr, "Scoliosis : incidence and natural history. a prospective epidemiological study.," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 60, pp. 173–6, 1978.
- [2] M. Bro-Nielsen, "Surgery simulation using fast finite elements," in *Visualization in Biomedical Computing* (K. Höhne et R. Kikinis, eds.), vol. 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 529–534, Springer Berlin / Heidelberg, 1996.
- [3] S. Cotin, H. Delingette et N. Ayache, "Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation," *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, vol. 5, no. 1, pp. 62–73, 1999.
- [4] G. Picinbono, H. Delingette et N. Ayache, "Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation," *Graphical Models*, vol. 65, no. 5, pp. 305–321, 2003.
- [5] M. Muller, M. Teschner et M. Gross, "Physically-based simulation of objects represented by surface meshes," in *Computer Graphics International, 2004. Proceedings*, (Crete), pp. 26–33, 2004.
- [6] D. Baraff et A. Witkin, "Large steps in cloth simulation," in *Proceedings of the 25th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pp. 43–54, ACM, 1998.
- [7] R. Bridson, R. Fedkiw et J. Anderson, "Robust treatment of collisions, contact and friction for cloth animation," in *ACM SIGGRAPH 2005 Courses*, (Los Angeles, California), p. 2, ACM, 2005.
- [8] A. Selle, M. Lentine et R. Fedkiw, "A mass spring model for hair simulation," *ACM Trans. Graph.*, vol. 27, no. 3, pp. 1–11, 2008.
- [9] Y. Lee, D. Terzopoulos et K. Waters, "Realistic modeling for facial animation," in *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pp. 55–62, ACM, 1995.
- [10] K. Duke, C.-E. Aubin, J. Dansereau et H. Labelle, "Biomechanical simulations of scoliotic spine correction due to prone position and anaesthesia prior to surgical instrumentation," *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 9, pp. 923–931, 2005.
- [11] J. Carrier, C. E. Aubin, F. Trochu et H. Labelle, "Optimization of rib surgery parameters for the correction of scoliotic deformities using approximation models," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 127, no. 4, pp. 680–691, 2005.
- [12] T. R. Maher, A. Merola, R. I. Zipnick, J. Gorup, D. Mannor et J. Orchowski, "Meta-analysis of surgical outcome in adolescent idiopathic scoliosis : A 35-year english literature review of 11,000 patients," *Spine*, vol. 20, no. 14, pp. 1575–1584, 1995.

- [13] W. K. I. Payne, J. W. Ogilvie, M. D. Resnick, R. L. Kane, E. E. Transfeldt et R. W. Blum, “Does scoliosis have a psychological impact and does gender make a difference?,” *Spine*, vol. 22, no. 12, pp. 1380–1384, 1997.
- [14] O. Dionne, *Développement d’un modèle numérique simplifié du tronc pour simuler l’effet d’une chirurgie de la scoliose sur l’apparence externe d’un patient*. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Qc, Canada, 2009.
- [15] M. Teschner, B. Heidelberger, M. Muller et M. Gross, “A versatile and robust model for geometrically complex deformable solids,” in *Proceedings of the Computer Graphics International, IEEE Computer Society*, pp. 312–319, 2004.
- [16] J. Dansereau et I. A. F. Stokes, “Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage,” *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 11, pp. 893–901, 1988.
- [17] L. Seoud, F. Cheriet, H. Labelle et J. Dansereau, “A novel method for the 3-d reconstruction of scoliotic ribs from frontal and lateral radiographs,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 5, pp. 1135–1146, 2011.
- [18] R. Hartley et A. Zisserman, *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge : Cambridge University Press, 2nd ed., 2003.
- [19] E. Marcil, *Incorporation du déplacement du patient dans la reconstruction radiographique 3-D de la cage thoracique et du rachis humain*. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Qc, Canada, 1996.
- [20] L. Chen, C. W. Armstrong et D. D. Raftopoulos, “An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique,” *Journal of Biomechanics*, vol. 27, no. 4, pp. 493–500, 1994.
- [21] F. Cheriet, C. Laporte, S. Kadoury, H. Labelle et J. Dansereau, “A novel system for the 3-d reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar x-ray images,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 7, pp. 1356–1358, 2007.
- [22] J. Moré, “The levenberg-marquardt algorithm : Implementation and theory numerical analysis,” vol. 630 of *Lecture Notes in Mathematics*, pp. 105–116, Springer Berlin / Heidelberg, 1978.
- [23] F. Cheriet, J. Dansereau, Y. Petit, C. E. Aubin, H. Labelle et J. A. De Guise, “Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3d reconstruction of the human spine and rib cage,” *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 13, no. 5, pp. 761–779, 1999.
- [24] C. De Boor, *A Practical Guide to Splines*, vol. 27 of *Applied Mathematical Sciences*. Springer, 1 ed., 1978.

- [25] A. R. Levy, M. S. Goldberg, N. E. Mayo, J. A. Hanley et B. Poitras, “Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis,” *Spine*, vol. 21, no. 13, pp. 1540–1547, 1996.
- [26] S. Kadoury, F. Cheriet, C. Laporte et H. Labelle, “A versatile 3d reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, no. 6, pp. 591–602, 2007.
- [27] S. Delorme, Y. Petit, J. A. de Guise, H. Labelle, C. E. Aubin et J. Dansereau, “Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-d radiographic images,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 8, pp. 989–998, 2003.
- [28] E. Vallieres, “The costovertebral angle,” *Thoracic Surgery Clinics*, vol. 17, no. 4, pp. 503–510, 2007.
- [29] G. M. Graeber et M. Nazim, “The anatomy of the ribs and the sternum and their relationship to chest wall structure and function,” *Thoracic Surgery Clinics*, vol. 17, no. 4, pp. 473–489, 2007.
- [30] F. Poulin, *Reconstruction et modelisation du col costal a l’aide de radiographies numeriques*. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Qc, Canada, 1996.
- [31] S. B. Roberts et P. H. Chen, “Global geometric characteristics of typical human ribs,” *Journal of Biomechanics*, vol. 5, no. 2, pp. 191–201, 1972.
- [32] E. Jolivet, B. Sandoz, S. Laporte, D. Mitton et W. Skalli, “Fast 3d reconstruction of the rib cage from biplanar radiographs,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 48, no. 8, pp. 821–828, 2010.
- [33] D. Mitton, C. Landry, S. Véron, W. Skalli, F. Lavaste et J. De Guise, “3d reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 38, no. 2, pp. 133–139, 2000.
- [34] A. Mitulescu, I. Semaan, J. De Guise, P. Leborgne, C. Adamsbaum et W. Skalli, “Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3d reconstruction technique,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 39, no. 2, pp. 152–158, 2001.
- [35] J. Dworzak, H. Lamecker, J. von Berg, T. Klinder, C. Lorenz, D. Kainmüller, H. Seim, H.-C. Hege et S. Zachow, “3d reconstruction of the human rib cage from 2d projection images using a statistical shape model,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 111–124, 2010.
- [36] S. Benameur, M. Mignotte, F. Destremes et J. A. De Guise, “Three-dimensional biplanar reconstruction of scoliotic rib cage using the estimation of a mixture of probabilistic prior



- models,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 10, pp. 1713–1728, 2005.
- [37] C. Koehler et T. Wischgoll, “Knowledge-assisted reconstruction of the human rib cage and lungs,” *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 30, no. 1, pp. 17–29, 2010.
- [38] F. Plourde, F. Cheriet et J. Dansereau, “Semi-automatic detection of scoliotic rib borders from postero-anterior chest radiographs,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering (Accepté)*, 2011.
- [39] H. Graf, J. Hecquet et J. Dubousset, “[3-dimensional approach to spinal deformities. application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis],” *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, vol. 69, no. 5, pp. 407–16, 1983. Graf, H Hecquet, J Dubousset, J English Abstract France Revue de chirurgie orthopedique et repara-trice de l’appareil moteur Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1983 ;69(5) :407-16.
- [40] I. Villemure, C. E. Aubin, G. Grimard, J. Dansereau et H. Labelle, “Evolution of 3d deformities in adolescents with progressive idiopathic scoliosis,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 91, pp. 54–58, 2002.
- [41] S. Delorme, H. Labelle, B. Poitras, C.-H. Rivard, C. Coillard et J. Dansereau, “Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis,” *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, vol. 13, no. 2, pp. 93–101, 2000.
- [42] S. Delorme, H. Labelle, C.-E. Aubin, J. A. de Guise, C. H. Rivard, B. Poitras, C. Coillard et J. Dansereau, “Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis : Rod rotation and translation,” *Spine*, vol. 24, no. 19, p. 2011, 1999.
- [43] P. Papin, H. Labelle, S. Delorme, C. E. Aubin, J. A. de Guise et J. Dansereau, “Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis,” *European Spine Journal*, vol. 8, no. 1, pp. 16–21, 1999.
- [44] L. Duong, J.-M. Mac-Thiong, F. Cheriet et H. Labelle, “Three-dimensional subclassification of lenke type 1 scoliotic curves,” *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, vol. 22, no. 2, pp. 135–143, 2009.
- [45] G. Erkula, P. D. Sponseller et A. E. Kiter, “Rib deformity in scoliosis,” *Eur Spine J*, vol. 12, no. 3, pp. 281–7, 2003. Erkula, Gurkan Sponseller, Paul D Kiter, A Esat Research Support, Non-U.S. Gov’t Germany European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society Eur Spine J. 2003 Jun ;12(3) :281-7. Epub 2003 Mar 14.
- [46] C. Goldberg, D. Moore, E. Fogarty et F. Dowling, “Surface topography and the several components of scoliotic deformity,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 88, pp. 67–69, 2002.

- [47] C. E. Aubin, J. L. Descrimes, J. Dansereau, W. Skalli, F. Lavaste et H. Labelle, “Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l’analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques,” *Annales de chirurgie*, vol. 49, no. 8, pp. 749–761, 1995.
- [48] F. Trochu, “A contouring program based on dual kriging interpolation,” *Engineering with Computers*, vol. 9, no. 3, pp. 160–177, 1993.
- [49] EOSImaging, “Eos imaging.” [En ligne]. Disponible : <http://www.eos-imaging.com/>, 2010. [Consulté le 2011-07-23].
- [50] H. Lamecker, T. H. Wenckebach et H. C. Hege, “Atlas-based 3d-shape reconstruction from x-ray images,” in *Pattern Recognition, 2006. ICPR 2006. 18th International Conference on*, vol. 1, pp. 371–374, 2006.
- [51] C. Bellefleur, J. Dansereau, A. Koller et H. Labelle, “Evaluation of the efficiency of patient stabilization devices for 3d x-ray reconstruction of the spine and rib cage,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 88, pp. 127–31, 2002.
- [52] V. Pazos, F. Cheriet, J. Danserau, J. Ronsky, R. Zernicke et H. Labelle, “Reliability of trunk shape measurements based on 3-d surface reconstructions,” *European Spine Journal*, vol. 16, no. 11, pp. 1882–1891, 2007.
- [53] S. T. Inc., “Microscribe 3d digitizers.” [En ligne]. Disponible : <http://www.3d-microscribe.com/index.htm>, 2011. [Consulté le 2011-08-16].
- [54] H. Si, “Tetgen : A quality tetrahedral mesh generator.” [En ligne]. Disponible : <http://tetgen.berlios.de/>, 2011. [Consulté le 2011-08-22].
- [55] Creaform, “3d body digitizers.” [En ligne]. Disponible : <http://www.creaform3d.com/en/3d-body-digitizer/default.aspx>, 2002-2010. [Consulté le 2010-11-22].
- [56] F. Technology, “Farfield : The fastrbf interpolation toolbox.” [En ligne]. Disponible : <http://www.farfieldtechnology.com/products/toolbox/>, 2006. [Consulté le 2011-07-22].
- [57] W. E. Lorensen et H. E. Cline, “Marching cubes : A high resolution 3d surface construction algorithm,” *SIGGRAPH Comput. Graph.*, vol. 21, no. 4, pp. 163–169, 1987.
- [58] J. R. Shewchuk, “Tetrahedral mesh generation by delaunay refinement,” in *Fourteenth Annual Symposium on Computational Geometry*, (Minneapolis, Minnesota), pp. 86–95, 1998.
- [59] K. Rohr, H. S. Stiehl, R. Sprengel, T. M. Buzug, J. Weese et M. H. Kuhn, “Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines,” *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 20, no. 6, pp. 526–534, 2001.
- [60] O. Vinogradov, “A new method of molecular statics in polycrystals applications,” *Computational Materials Science*, vol. 39, no. 3, pp. 611–615, 2007.

- [61] J. Boisvert, *Modèles de la variabilité géométrique du rachis scoliotique*. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Qc, Canada, 2008.

## ANNEXE A

### DÉFINITION ALGÈBRIQUE DE LA MATRICE FONDAMENTALE

La matrice fondamentale associée à deux vues peut être obtenue algébriquement lorsque celles-ci sont calibrées [18]. Soit le point 3D  $P$ , deux sources de caméra  $C_1$  et  $C_2$ , la projection du point  $P$  dans les deux vues associées aux caméras, respectivement  $Q_1$  et  $Q_2$ , ainsi que les matrices de calibrage  $M_1$  et  $M_2$  eux aussi associées aux deux vues. L'équation du rayon joignant la source de caméra  $C_1$  et le point  $Q_1$  peut être obtenue en résolvant  $Q_1 = M_1 P$  :

$$P(\lambda) = M_1^+ Q_1 + \lambda C_1 \quad (\text{A.1})$$

où  $M_1^+$  est la pseudo-inverse de  $M_1$ , c'est-à-dire  $M_1 M_1^+ = I$ . Choisissons deux points sur ce rayon : le point  $M_1^+ Q_1$  ( $\lambda = 0$ ) et le point  $C_1$  ( $\lambda = \infty$ ). Leur projection sur le deuxième plan image par la matrice  $M_2$  sont  $M_2 M_1^+ Q_1$  et  $M_2 C_1$ , respectivement. Le point  $M_2 C_1$  est l'épipole dans le second plan image. La ligne épipolaire peut alors s'écrire de la façon suivante :

$$\begin{aligned} l_2 &= (M_2 C_1) \times (M_2 M_1^+ Q_1) \\ &= e_2 \times (M_2 M_1^+ Q_1) \\ &= F Q_1 \end{aligned} \quad (\text{A.2})$$

où  $F = e_2 \times M_2 M_1^+$  est la matrice fondamentale. Supposons maintenant que l'origine monde se situe à la source  $C_1$ . Alors,

$$\begin{aligned} M_1 &= K_1 \begin{bmatrix} I & | & \mathbf{0} \end{bmatrix} \\ M_1^+ &= \begin{bmatrix} K_1^{-1} \\ \mathbf{0}^T \end{bmatrix} \\ M_2 &= K_2 \begin{bmatrix} R_{C_1 \leftarrow W} & | & T_{C_1 \leftarrow W} \end{bmatrix} \\ C_1 &= \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (\text{A.3})$$

Ainsi, la matrice fondamentale peut être réécrite de la façon suivante :

$$\begin{aligned}
F &= (M_2 C_1) \times (M_2 M_1^+) \\
&= (K_2 T_{C \leftarrow W}) \times K_2 R_{C \leftarrow W} K_1^{-1} \\
&= K_2^{-T} (T_{C \leftarrow W} \times R_{C \leftarrow W}) K_1^{-1}
\end{aligned} \tag{A.4}$$